

AALTO-YLIOPISTO

TEKNILLINEN KORKEAKOULU

Elektroniikan tietoliikenteen ja automaation tiedekunta

Juha Haaja

Magnetostriktiivisen materiaalin soveltuminen implantoitavan venytysludutuslaitteen voimanlähteeksi

Diplomityö, joka on jätetty opinnäytetyönä tarkastettavaksi diplomi-insinöörin tutkintoa varten Espoossa 23.3.2010

Työn valvoja Professori Mervi Paulasto-Kröckel

Työn ohjaaja Professori Mervi Paulasto-Kröckel

Tekijä: Juha Haaja

Työn nimi: Magnetostriktiivisen materiaalin soveltuminen implantoitavan venytysluudutuslaitteen voimanlähteeksi

Sivumäärä: 99+5

Päivämäärä: 23.3.2010

Tiedekunta: Elektroniikan tietoliikenteen ja automaation tiedekunta

Professuuri: S-113, Elektroniikan integrointi ja luotettavuus

Työn valvoja: Professori Mervi Paulasto-Kröckel

Työn ohjaaja: Professori Mervi Paulasto-Kröckel

Diplomityössä selvitettiin alaraajojen venytysluudutuslaitteen voimanlähteen vaatimukset keskittyen tarvittavaan voimantuottoon, jonka arvoksi saatiin 800 – 2000 N. Voimanlähteen vaatimusmäärittelyn jälkeen selvitettiin, voidaanko vaatimukset täyttää käyttäen magnetostriktiivista materiaalia. Tämä selvitys tehtiin kirjallisuuskatsauksen avulla sekä suunnittelemalla magnetostriktiivisen materiaalin karakterisointiin sopiva laitteisto ja suorittamalla materiaalin karakterisointi käyttäen tätä laitteistoa. Karakterisoinnista saatiin tuloksena tarvittava kenttä, jotta materiaalia voitaisiin käyttää venytysluudutuslaitteen voimanlähteenä. Vaadittavaksi kentäksi saatiin 100 – 200 mT.

Käyttäen tätä kentän arvoa suunniteltiin materiaalin käytön venytysluudutuslaitteen voimanlähteen hoitokäytössä mahdollistava magneettikela. Kelan suunnittelun jälkeen suunniteltiin sen tehonsyöttö sekä tehonsyötön ohjaus. Tehonsyöttö toteutettiin käyttäen kaupallisia virtalähteitä ja ohjaus käyttäen mikrokontrolleria. Tämän lisäksi diplomityössä esitellään tehonsyötön toteutus käyttäen akustoa ja kondensaattoreja, jotka mahdollistavat suuremman virran syöttämisen magneettikelalle ja täten suuremman magneettivuontiheyden. Kotihoitolaitteen suunnittelun jälkeen siitä saatava magneettivuontiheys mitattiin. Tehonsyötön rajoitteista johtuen kotihoitolaitteen magneettivuontiheys jäi noin 110 milliteslaan.

Diplomityön tuloksena saatiin, että halkaisijaltaan noin 7 millimetrin Terfenol-D elementillä, jonka pituus on 120 millimetriä, pystytään täyttämään hoidon vaatimukset. Tällöin käytettäessä 100-110 milliteslan kenttää venymä tosin jää noin 100 mikrometriin, mikä tekee venytysluudutuslaitteen koneiston suunnittelun haasteelliseksi. Kotihoitolaitteen tehonsyötön toteuttaminen akustolla tai kondensaattoreilla mahdollistaa 200 mT:n vuontiheyden saavuttamisen, mikä nostaa saatavan venymän noin 150 mikrometriin.

Avainsanat: Magnetostriktio, magneettikenttä, venytysluudutus, älymateriaali

Author: Juha Haaja

Name of the thesis: Magnetostrictive material as the power source of an implantable distraction osteogenesis device

Number of pages: 99+5

Date: 23.3.2010

Faculty: Faculty of Electronics, Communications and Automation

Professorship: S-113, Electronics integration and reliability

Supervisor: Professor Mervi Paulasto-Kröckel

Instructor: Professor Mervi Paulasto-Kröckel

In this master's thesis the requirements of a power source for lower limb distraction osteogenesis were determined. The result was that the required force output is between 800 – 2000 N. After the derivation of requirements the possibility of fulfilling these requirements using a magnetostrictive material were assessed. The assessment was done with a literature study and by designing test setups for the determination of the elongation properties of the magnetostrictive alloy. The required field for the usage of the material was found to be 100 – 200 mT.

After this a magnetic coil that could be used in the treatment of lower limb length discrepancies using a magnetostrictive alloy was designed. In addition to designing the coil the required power source for the coil was also designed along with the required control electronics. The power source for the coil was realized using commercial power supplies but in addition to this the design principles for a power source using condensators and batteries. The performance of both the coil and electronics were measured. Due to the limitations in the available power through a common household power socket the magnetic field strength in the coil was only 110 mT.

As a result of the master's thesis it was found out that a Terfenol-D rod with a diameter of 7 millimeters and a length of 120 millimeters is capable of fulfilling the requirements of the distraction osteogenesis treatment. Although then by using only 100 – 110 mT field strength the strain is only 100  $\mu\text{m}$  which makes the designing of the mechanism for the lengthening of the implant very challenging. By realizing the power source for the magnetic coil by using the condensators or batteries introduced in this master's thesis it is possible to reach 200 mT field strength which would allow a magnetostrictive strain of approximately 150  $\mu\text{m}$

Keywords: magnetostriction, magnetic field, limb lengthening, smart material

## **Esipuhe**

Diplomityö on ollut osa Teknillisen korkeakoulun Elektroniikan laitoksen ja Invalidisäätiö Ortonin yhteistyöprojektia, jossa on kehitetty uudenlaista potilasystävällistä ala raajojen venytysluodutuslaitetta. Haluankin kiittää molempia tutkimusta rahoittaneita osapuolia sekä tutkimuksen johtajia professori Mervi Paulasto-Kröckeliä sekä dosentti Dietrich Schlenzkaa.

Työskentelyni Elektroniikan laitoksella vuodesta 2007 asti saman asian parissa on antanut minulle erinomaiset valmiudet suoriutua diplomityön tutkimuksesta aihepiiriin liittyvän tietotaidon karttumisen myötä. Vaikka aihepiiri pääpiirteittäin olikin entuudestaan tuttu, törmäsin kuitenkin tutkimuksen yhteydessä ongelmiin joiden ratkaisussa useiden ihmisten panos oli ensiarvoisen tärkeää. Tomi Laurilan kanssa käydyt keskustelut ja hänen suosittelemansa lähdekirjallisuus oli tärkeässä asemassa magnetostriktiivisten materiaalien rakenteen ymmärtämisessä. Vesa Vuorinen antoi korvaamatonta apua elektronimikroskooppikuvauksessa sekä näytteiden valmistuksessa. Toni Mattilalta saatujen vinkkien avulla mikroskopia näytteistä saatiin esille kaksosrajat ja eutektiset alueet.

Sähkötekniikan laitoksen Ari Haaviston avustuksella saatiin käyttöön diplomityön mittauksissa tarvittut virtalähteet ja teslametrit, joita ilman magnetostriktiivisen materiaalin karakterisaatio ei olisi onnistunut. Protoshop Oy:n Pekka Pesonen ja Vesa Heikkilä tarjosivat korvaamatonta apua diplomityön mittaussasetelmien työstössä.

Lisäksi vielä erikoiskiitos työtovereilleni Harri Hallilalle ja Antti Ritvaselle, joiden kanssa käydyt keskustelut tarjosivat korvaamatonta apua hankalien kysymysten pohdinnassa ja toisaalta myös toisenlaista näkökulmaa diplomityön aihepiiriin.

Espoossa 23. maaliskuuta 2010

Juha Haaja

# Sisällysluettelo

Esipuhe .....	4
Sisällysluettelo .....	5
Symboli-, lyhenne- ja termiluettelo.....	8
1 Johdanto .....	12
2 Teoria ja teoreettinen tausta .....	14
2.1 Alaraajojen venytysluudutus .....	14
2.2 Venytysluudutuslaitteen voimanlähde .....	17
2.2.1 Voimantuoton vaatimusmäärittely .....	17
2.2.2 Nykyisin käytössä olevat voimanlähteet .....	20
2.3 Älymateriaalien käyttö raajanpidennyslaitteen voimanlähteenä.....	22
2.4 Magnetismin perusteet .....	25
2.4.1 Magnetismi maametalleissa ja siirtymämetalleissa .....	27
2.4.2 Magnetoituman riippuvuus lämpötilasta .....	29
2.5 Magnetostriktio .....	31
2.5.1 Joulen magnetostriktio.....	31
2.5.2 Villarin ilmiö .....	33
2.6 Aktuaattoreihin sopivat magnetostriktiiviset materiaalit ja niiden rakenne..	34
2.6.1 Magnetostriktiiviseltä materiaalilta vaaditut ominaisuudet.....	34
2.6.2 RFe <sub>2</sub> seokset .....	34
2.7 Energian siirto magnetostriktiiviselle materiaalille.....	40
2.7.1 Magneettikentän muodostaminen.....	40
2.7.2 Magneettikentän biologiset vaikutukset .....	44

2.7.3	Sähkömagneettinen yhteensopivuus.....	46
3	Kokeellisen osan tutkimuspolku ja menetelmät.....	50
4	Terfenol-D:n karakterisointi.....	52
4.1	Testikappaleiden mikrorakenteen määrittäminen .....	52
4.1.1	Menetelmät .....	53
4.1.2	Mikrorakenteen määrittäksen tulokset .....	55
4.2	Venymän ja voimantuoton mittaus .....	57
4.2.1	Testausasetelmat .....	57
4.2.2	Terfenol-D venymä ja voimamittauksen tulokset.....	61
5	Magneettikentän muodostavan laitteiston suunnittelu .....	68
5.1	Kelan suunnittelu.....	68
5.1.1	Kelan suunnittelun lähtökohdat .....	68
5.1.2	Käämintälangan maksimivirran määrittäminen.....	69
5.1.3	Kelan kerrosmäärän vaikutus .....	75
5.1.4	Kelan sähkömagneettinen suojaus ja FEM-mallinnus.....	78
5.2	Kelaa ohjaavan elektronikan suunnittelu .....	84
5.2.1	Tehonsyötön toteuttaminen akustolla.....	85
5.2.2	Tehonsyötön toteuttaminen kondensaattorilla.....	87
5.2.3	Tehonsyötön toteuttaminen virtalähteillä .....	91
5.2.4	Toteutettavan tehonsyötön valinta.....	93
5.2.5	Pulssimuotoisen magneettikentän synnyttäminen.....	93
5.2.6	Matalajännitepuoli ja ohjauselektronikka.....	94
5.3	Yhteenveto suunnittelun laitteiston ominaisuuksista .....	98
6	Magneettikentän tuottavan laitteiston testaus .....	99
6.1	Kelan induktanssin määrittäminen .....	99
6.2	Kotihoitolaitteen magneettivuon tiheys ja hajakenttä .....	101

7	Johtopäätökset .....	104
	Lähteet .....	106
	Liite A – Kondensaattorin ja kelan ominais- ja askelvasteen laskeminen .....	112
	Liite B – Kelan kerrosten ja kelan keskiakselin välisen etäisyyden määrittäminen	115

## Symboli-, lyhenne- ja termiluettelo

### Symbolit

$c$	ominaislämpökapasiteetti
$m_s$	yksittäisen magneettisen momentin suuruus
$n_-$	negatiivisen spinin omaavien atomiorbitaalien määrä atomissa
$n_+$	positiivisen spinin omaavien atomiorbitaalien määrä atomissa
$l$	pituus
$p$	tiheys
$s$	laplace muuttuja
$r_k$	kelan säde
$r_l$	käämintälangan säde
$A$	ala
$B$	magneettivuon tiheys
$D_{on}$	pulssisuhde
$H$	magneettikentän voimakkuus
$I$	virta
$K_I$	magneettisen anisotropian suuruutta kuvaava materiaalivakio
$L$	induktanssi
$M$	magnetoituma
$N$	lukumäärää kuvaava symboli
$Q_k$	akkukennon kapasiteetti
$R$	resistanssi
$T_a$	Ympäristön lämpötila



$T_c$	Curie lämpötila
$T_m$	Kuparin sulamislämpötila
$V$	tilavuus
$\alpha$	resistiivisyyden lämpötilakerroin
$\varphi$	magneettivuon suunnan ja magneettivuon lävistämän pinnan normaalin välinen kulma
$\mu_s$	spinmagneettinen momentti
$\mu_B$	yhden spinin magneettisen momentin suuruus
$\mu$	permeabiliteetti
$\mu_0$	tyhjiön permeabiliteetti
$\rho$	resistiivisyys
$\Phi$	magneettivuo

## Lyhenteet

EMC	Electromagnetic Compatibility, elektromagneettinen yhteensopivuus
ISKD	Intramedullary Skeletal Kinetic Distractor
MSM	Magnetic Shape Memory metal
EDS	Energy-dispersive X-ray spectroscopy

## Termit

bioyhteensopivuus	materiaalin tai laitteen ominaisuus. Bioyhteensopiva kappale ei aiheuta kehossa haitallisia reaktioita ja toisaalta keho ei vaikuta kappaleen toimintaan haitallisesti
Curie-lämpötila	lämpötila, jossa ferromagneettisen materiaalin magneettinen järjestys häviää

distraktio-osteogeneesi	menetelmä ihmisen pitkien putkiluiden pidentämiseksi
distraktio	luun kahden osan erkauttaminen toisistaan
elektroniverho	atomia ympäröivät elektronit muodostavat elektroniverhon
ferromagneettinen aine	aine, jonka pysyvät magneettiset dipolit järjestyvät spontaanisti, ks. spontaani magnetoituma
hankinnallinen pituusero	onnettomuuden tai sairauden seurauksena syntynyt raajojen pituusero
kestomagneetti	magnetoitu ferromagneettinen kappale, joka säilyttää magnetoitumansa ulkoisen kentän poistuttua
implantti	kehoon sisään asetettava kappale tai laite
luuydinnaula	luun sisään asennettava murtumaa tukeva metallitanko
lämpömuistimetalli	metalli, joka muuttaa muotoaan tietyssä lämpötilassa, ns. transformaatiolämpötilassa
magneettinen anisotropia	materiaalin magneettisten ominaisuuksien riippuvuus kidesuunnista
magneettinen vuorovaikutus	kuvaa atomin elektronien välistä järjestystä ylläpitävää magneettista voimaa
magnetoelastinen vuorovaikutus	ks. magnetostriktio
magnetostriktio	ferromagneettisen kappaleen pidentyminen siihen kohdistetun ulkoisen magneettikentän seurauksena
Nitinol	nikkelistä ja titaanista muodostettu lämpömuistimetalli
ortoosi	virhe asentoa korjaava väline, esimerkiksi korokepohja kengään
osteosarkooma	luusyöpä
pulssisuhde	kertoo pulssin yläajan suhteen pulssin ala-aikaan
rinkifiksaattori	jalan ympärille asennettavista metalli- tai komposiittireinkaista muodostuva distraktio-osteogeneesilaitte
siemenkide	yksi- tai monikiteisen materiaalin yksittäinen kide, josta lähdetään kasvattamaan suurempaa kidettä
spin-rata vuorovaikutus	voidaan käyttää kutsumaan mitä tahansa elektronin spinin ja sen liikkeen välistä vuorovaikutusta

spontaani magnetoituminen	aineen järjestyminen magneettisesti ilman ulkoisen kentän vaikutusta
superelastisuus	ominaisuus, joka sallii materiaalin venyä useita prosentteja ilman, että venyttämiseen tarvittava voima muuttuu
sähkömagneetti	magneetti, jossa magneettikenttä tuotetaan käyttäen sähkövirtaa
sähkömagneettinen siirtotie	reitti, jota pitkin sähkömagneettinen energia kytkeytyy kohteeseen
synnynnäinen pituusero	esimerkiksi sikiöajan kehityksen yhteydessä syntynyt raajojen pituusero
Terfenol-D	raudasta, terbiumista ja dysprosiumista muodostettu metalliseos, jolla on hyvät magnetosriktiiviset ominaisuudet huoneenlämmössä
traumaperäinen pituusero	ks. hankinnallinen pituusero
ulkoinen fiksaatiolaite	kehon ulkopuolelle kiinnitettävä distraktio-osteogeneesilaite, joka kiinnittyy luuhun pehmytkudosten läpi
unilateraali fiksaatiolaite	kehon ulkopuolelle yhdelle puolelle jalkaa kiinnitettävä distraktio-osteogeneesilaite
valenssielektroni	atomin ylimmällä elektronikuorella oleva elektroni, joka osallistuu sidosten muodostamiseen
venytysluudutus	ks. distraktio-osteogeneesi
Villarin ilmiö	ilmiö, joka kuvaa materiaalin kohdistetun jännityksen vaikutusta sen magnetoitumaan
Wiedmanstätten alue	$\text{RFe}_2$ seoksissa esiintyvä rautarikas faasi

# 1 Johdanto

Distraktio-osteogeneesi, eli venytysluudutus, on noussut 1980-luvun jälkeen tärkeäksi hoitokeinoksi vaikeissa murtumissa ja luiden pituuserojen tasaamisessa. Hoitomuotoa käytetään Suomen ulkopuolella myös kosmeettisista syistä lisäpituuden saamiseksi. Nykyisin käytössä olevat hoitolaitteet ovat puutteellisia ja nämä puutteet aiheuttavat usein komplikaatioita.

Vuonna 2007 Elektroniikan valmistustekniikan laboratoriossa aloitettiin yhteistyö Invalidisäätiö Ortonin kanssa uudenlaisen, nykyisiä hoitolaitteita paremman, venytysluudutuslaitteen kehittämiseksi. Lähtökohtana kehitystyössä on ollut laitteen toteuttaminen langattomasti ja kehon sisäisesti. Tämän lisäksi implantin sisäisen elektroniikan tarve on pyritty minimoimaan. Nämä kriteerit täyttävällä laitteella on mahdollista toteuttaa hoito potilasystävällisesti ja luotettavasti.

Voimanlähteenä kehitettävässä laitteessa on päädytty käyttämään älymateriaalia, joka mahdollistaa venytysluudutuslaitteelle asetettujen vaatimusten täyttämisen. Lupaavimmat kandidaatit käytettäväksi älymateriaaliksi ovat magneettikenttiin reagoivat materiaalit eli magnetostriktiiviset sekä magneettiset muistimetallit sekä lämpöön reagoivat lämpömuistimetallit.

Magnetostriktiivinen materiaali muuttaa magneettikentän välittämän energian mekaaniseksi liikkeeksi pidentyen kentän suunnassa. Langattomuuden lisäksi magnetostriktiivinen materiaali pystyy tuottamaan kokonsa nähden suuren voiman. Haasteena magnetostriktion hyödyntämisessä on materiaalin pieni venymä ja riittävän suuren magneettikentän tuottaminen.

Tämän diplomityön tutkimusongelmana on kartoittaa implantoitavan venytysluudutuslaitteen voimanlähteen vaatimukset ja selvittää voidaanko nämä vaatimukset täyttää käyttäen voimanlähteenä magnetostriktiivistä materiaalia. Näistä vaatimuksista tärkeimmät ovat voimantuotto ja vaadittavan magnetostriktiivisen kappaleen koko johtuen implantoitavan laitteen rajoitetusta koosta.

Diplomityö on osa diplomityökokonaisuutta, jonka muodostavat tämän työn lisäksi Harri Hallilan (Hallila 2010) ja Antti Ritvasen (Ritvanen 2010) diplomityöt. Diplo-

mityö kokonaisuus vastaa kysymykseen, voidaanko täysin kehon sisään istutettavalla laitteella toteuttaa venytysluudutus hallitusti ja luotettavasti hyödyntäen magnetostriktiivistä älymateriaalitekniologiaa. Toteutuessaan uusi hoitolaite mahdollistaa nykyisiä laitteita potilasystävällisemmän, luotettavamman ja kustannustehokkaamman hoidon.

Diplomityön kirjallisuusuosiossa perehdytään venytysluudutukseen ja sen aiheuttamiin vaatimuksiin venytysluudutuslaitteen voimanlähteelle sekä nykyisin käytössä olevissa venytysluudutuslaitteissa käytettyihin voimanlähteisiin. Lisäksi esitellään lupaavimmat voimanlähteeksi sopivat älymateriaalikandidaatit ja perustellaan, miksi diplomityössä on päädytty tutkimaan magnetostriktiivista materiaalia. Tämän jälkeen käsitellään magnetismin perusteita sillä tasolla, että on mahdollista ymmärtää myöhemmin esiteltävä magnetostriktio. Magnetostraktion käsittelyn jälkeen käsitellään tapoja, jolla materiaalin tarvitsema magneettikenttä voidaan muodostaa. Magneettikenttien vaikutuksia ihmiskehoon sekä niiden haitallisten vaikutusten rajaamista mahdollisimman pienelle alueelle käsitellään lyhyesti.

Kokeellisessa osassa karakterisoidaan magnetostriktiivisen materiaalin voimantuotto ja venymä eri esijännityksillä sekä selvitetään, minkälainen elementti tarvitaan venytysluudutuksen toteuttamiseen. Lisäksi analysoidaan käytetyn magnetostriktiivisen materiaalin mikrorakenne ja verrataan sitä kirjallisuudesta löytyvään tietoon. Materiaalin karakterisaation jälkeen suunnitellaan magneettikela, jolla voidaan tuottaa tarvittava kenttä. Tämän jälkeen suunnitellaan magneettikelan tehonsyöttö sekä suoraan verkosta saatavalla teholla, että käyttäen erillistä magneettikelan yhteyteen integroitua energiavarastoa. Tällöin voidaan sanoa, onko laitetta mahdollista käyttää hoidon suorittamiseen kotiooloissa. Suunnittelun lisäksi magneettikela sekä yksi tehonsyöttö vaihtoehto myös toteutetaan ja näin saadun laitteen suoritusarvot mitataan.

## 2 Teoria ja teoreettinen tausta

### 2.1 Alaraajojen venytysluudutus

Alaraajojen pituuseroista ja niiden hoidosta on julkaistu useita kattavia katsauksia niin suomenkielellä (Peltonen 1991, Kinnunen 1992, Hurme 2003) kuin ulkomaisessakin kirjallisuudessa (Paley 1988). Tässä kappaleessa raajojen venytysluudutusta eli distraktio-osteogeneesiä esitellään vain pintapuolisesti ja asiasta enemmän kiinnostuneen kannattaa perehtyä edellä mainittuihin katsausartikkeleihin ja niiden lähdemateriaaliin.

Alaraajojen pituuseroihin johtavat syyt ovat moninaisia ja ne voidaan jakaa kahteen kategoriaan: synnynnäisiin sekä traumaattisiin eli hankinnallisiin. Traumaperäiset raajojen pituuserot voidaan edelleen jakaa kahtia erilaisten tautien aiheuttamiin ja fyysisestä vammasta johtuviin pituuseroihin. Synnynnäisiin raajojen pituuseroihin voivat johtaa esimerkiksi sikiön kehitysvaiheen ongelmat. Tautiperäisiä pituuseroja voi aiheutua esimerkiksi osteosarkoomasta eli luusyövästä ja erilaisista infektiosta. Toistuvista murtumista johtuva luun pidentymä taas on tyypillinen esimerkki traumaperäisestä eli ulkoisesta vammasta aiheutuvasta pituuserosta. (Peltonen 1991)

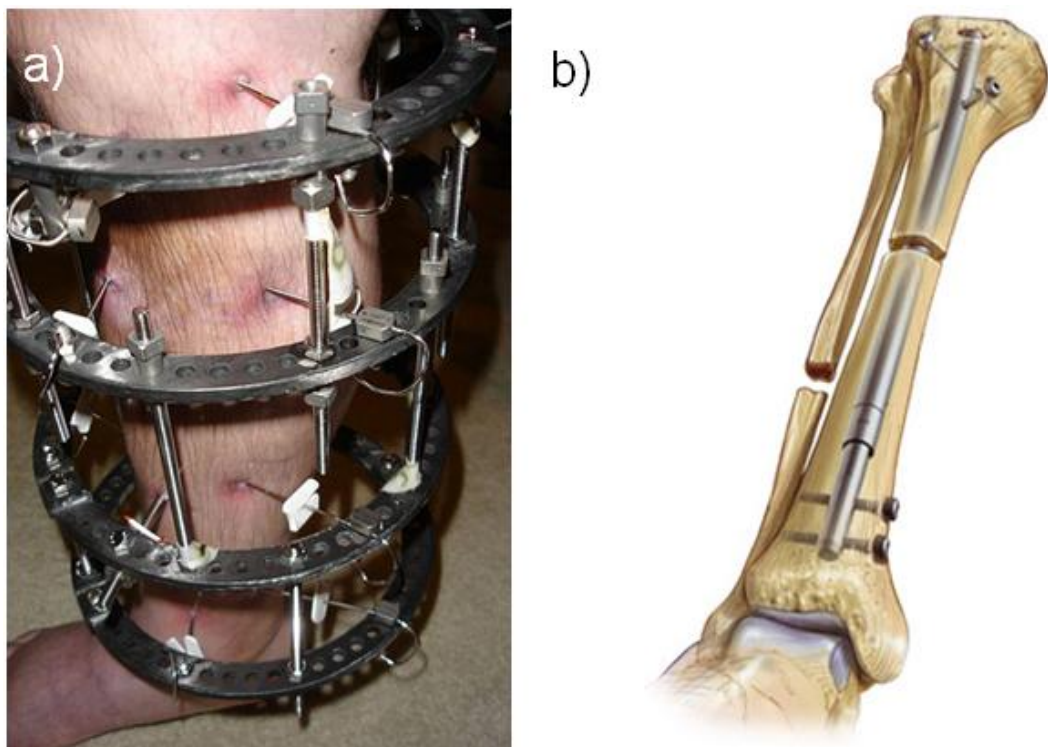
Alle kahden senttimetrin pituuserot hoidetaan yleensä ortoosien eli vika-asentoja korjaavien tukivälineiden avulla. Tällaisia ovat esimerkiksi korotuspohjalliset kenkiin. Merkittävät pituuserot voivat johtaa ontumiseen ja lantion kallistumiseen, mistä taas voi aikuisiässä seurata selkäongelmia (Gurney ym. 2001, viitannut Hurme 2003). Yli kahden senttimetrin pituuserojen korjaamisessa harkitaan yleensä leikkaushoitoa ja 3,5 cm pituuserosta lähtien pidennysleikkausta eli venytysluudutusta. (Hurme 2003)

Venytysluudutuksen perusperiaate on saavuttanut nykymuotonsa Ilizarovin 1950-luvun jälkeisen tutkimuksen johdosta. Länsimaissa menetelmä sai laajemman hyväksynnän vasta 1980-luvulla. (Ilizarov & Ledyayev 1992)

Venytysluudutusleikkauksessa pidennettävä luu katkaistaan ja luun osien välille kiinnitetään tukilaite. Leikkauksen jälkeen potilaan annetaan toipua noin viikon ajan,

jonka jälkeen aloitetaan kontrolloitu distraktio, eli katkaistun luun osien erilleen vetäminen. Yleisesti distraktionopeudeksi suositellaan noin 1 mm/pv. Tällöin luuston uusiutumiskyky on riittävä muodostamaan uutta luuta aukkoon, mutta aukko ei kuitenkaan pääse luutumaan umpeen. Tämä päivittäinen 1 mm pidennys suoritetaan yleensä neljänä erillisenä 0,25 mm pidennyksenä. Ohnishi ym. (2004) havaitsivat raajapidennyksessä tukilaitteeseen kohdistuvia voimia mitatattaessaan, että mikäli distraktio tehdään jatkuvana koko päivän aikana, ei laitteeseen ja näin ollen pehmytkudokseen, kohdistu yhtä suuria hetkellisiä voimia. Pehmytkudoksiin kohdistuvan voiman ja hoidon komplikaatioiden välillä on havaittu olevan korrelaatio (Ohnishi ym. 2004, Simpson ym. 1996).

Kun haluttu pidennys on saavutettu, distraktio lopetetaan. Tukilaite jätetään distraktion päättymisen jälkeen paikoilleen, kunnes pidennetty luu on luutunut. Luutuminen kestää yleensä noin vuoden, jonka jälkeen tukilaite voidaan poistaa (Paley 1988, Ilizarov & Ledyaev 1992).



Kuva 1. a) Ilizarovin rinkifiksaattori b) Kehonsisäinen fiksaattori (Intramedullary Skeletal Kinetic Distractor, ISKD) (Orthofix 2009)

Yleisimmät nykyisin käytetyt tukilaitteet raajojen venytysluidutuksessa ovat Ilizarovin rinkifiksaattoreita (ks. Kuva 1 a)) tai sen muunnoksia. Tällainen ulkoinen fiksaatiolaite kiinnittyy luun osiin ihon ja lihasten läpi menevien piikkien avulla. Itse fiksaatiolaite on suurikokoinen ulkoinen kehikko, joka on hoidettavan raajan ympärillä (ks. Kuva). Ulkoisiin fiksaatiolaitteisiin liittyy useita ongelmia, kuten tulehdusherkeytyys ja kipu. Tämän lisäksi ulkoinen laite häiritsee potilaan normaalia elämää ja johtaa usein psykososiaalisiin ongelmiin. Johtuen laitteen epämiellyttävyydestä potilaat haluavat siitä useimmiten eroon niin pian kuin mahdollista. Toisaalta uudisluun murtumat ovat yleisiä ulkoisella tukilaitteella hoidetuilla potilailla (Dahl ym. 1994). Tämän vuoksi uudisluun murtumien ja laitteiden aikaisen poiston välillä voidaan olettaa olevan yhteys (Ritvanen ym. 2010).

Ulkoisiin laitteisiin liittyvistä ongelmista on osittain päästy eroon käyttämällä ulkoisen fiksaatiolaitteen lisäksi implantoitavaa luuydinnaulaa, joka kiinnitetään fiksaatiolaitteeseen pehmytkudosten läpi menevillä kiinnittimillä. Tällöin tukilaite voidaan poistaa pidennysvaiheen päätyttyä ja luun annetaan luutua luuydinnaulan tukemana. Näin kookkaasta ulkoisesta laitteesta aiheutuvat psykososiaaliset haitat vähenevät ja hoidon potilasystävällisyys paranee. Menetelmä ei tosin ole suosittu, koska siihen sisältyy vakavan luuydintulehduksen vaara johtuen pehmytkudokset lävistävien kiinnittimien tarjoamasta suorasta yhteydestä luun sisään. (Ritvanen ym. 2010)

Luonnollinen kehityssuunta ulkoisen fiksaatiolaitteen ja luuydinnaulan yhdistelmästä on ollut siirtyä täysin luuydinnaulan varassa toimivaan pidennykseen. Tällaisia implantoitavia distraktio-osteogeneesi laitteita on ollut laajemmassa käytössä kolme erilaista. Näistä Albizzia, joka on jäänyt jo pois käytöstä, sekä Intramedullary Skeletal Kinetic Distractor (ks. Kuva 1 b), perustuvat potilaan raajan mekaaniseen liikkeeseen (Guichet 2003, Cole 2001). Potilaan kiertäessä jalkaansa luuydinnaulan mekanismi muuttaa liikkeen pidentymäksi. Markkinoiden uusin implantoitava raajanpidennyslaite on sähkömoottoriin perustuva Fitbone, joka ei ole kuitenkaan vielä levinnyt laajaan käyttöön (Baumgart, 1997).

Vaikka nykyisillä implantoitavilla laitteilla päästään eroon suurimmasta osasta ulkoisten laitteiden ongelmia, liittyy niihin kuitenkin uudenlaisia ongelmia. Albizzian ja ISKD:n pituuden muutos on hankalasti kontrolloitavissa johtuen aktivointimekanismista (Cole 2001). Riippuen potilaan aktiivisuudesta luuydinnaula voi pidentyä



liian nopeasti tai liian hitaasti, joka taas johtaa usein hoidon epäonnistumiseen tai huonoon lopputulokseen. Tämän lisäksi hoito on usein kivulias ja Albizzian kohdalla käytännössä jokainen potilas on joutunut käyttämään hoidon aikana kipulääkitystä (Guichet 2003). Fitbone taas on kärsinyt monimutkaisesta rakenteestaan johtuen teknisistä ongelmista. (Ritvanen ym. 2010)

Johtuen nykyisten laitteiden puutteista, rajoittuu hoitomuodon käyttö vaikeimpiin tapauksiin. Kuitenkin jo pienen raajojen erimittaisuuden ja selkä- ja tukielinsairauksien välillä on esitetty olevan yhteys. Tällaiset ongelmat taas ovat yksi yleisimmistä syistä työikäisten sairauspoissaoloihin. Mikäli turvallisempia hoitolaitteita olisi saatavilla, voitaisiin hoitaa myös näitä, pienempiä, erimittaisuuksia.

## **2.2 Venytysluudutuslaitteen voimanlähde**

### **2.2.1 Voimantuoton vaatimusmäärittely**

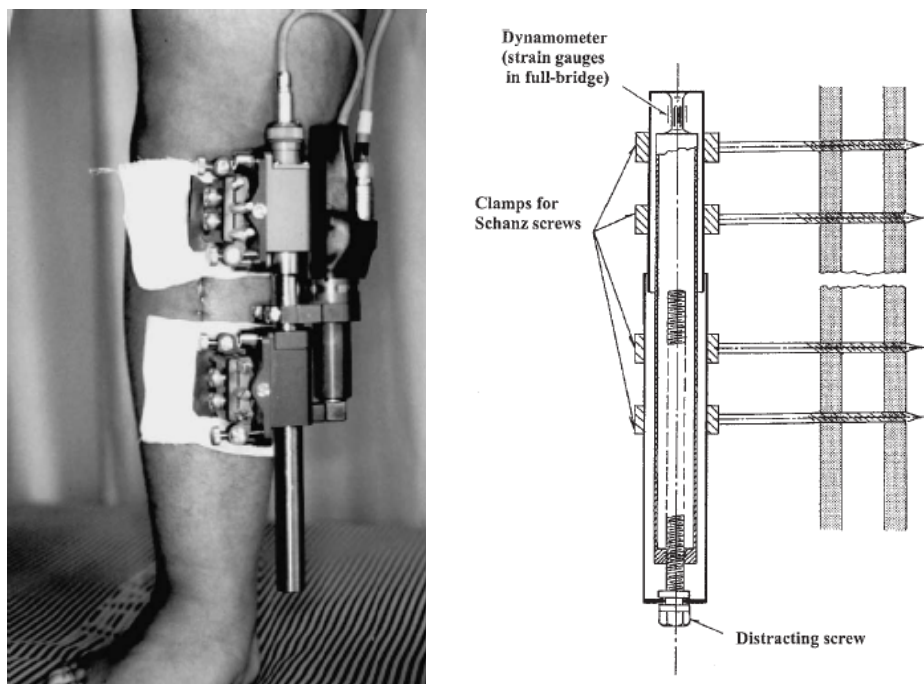
Alaraajojen venytysluudutuksessa tarvittava voima on voimanlähteen tärkein vaatimus. Mikäli vaadittavaa voimaa ei voida voimanlähteellä saavuttaa, ei hoitoa voida kyseisellä voimanlähteellä suorittaa. Alaraajojen venytysluudutuksessa tarvittavasta voimasta on julkaistu useita tutkimuksia.

Simpson ym. (1996) mittasivat distraktioon tarvittavia voimia unilateraali fiksaattorilla, johon oli kiinnitetty voima-anturi. Aksiaalinen voima mitattiin ennen distraktiota sekä sen jälkeen. Distraktion jälkeen voimaa mitattiin muutamia tunteja. Tutkimus käsitti kymmenen potilasta ja joukossa oli sekä synnynnäisiä että hankinnallisia eli traumaperäisiä raajojen pituuseroja. Tämän tarkemmin potilaiden demografista jakaumaa ei tutkimuksessa eritelty.

Hankinnallisten ja synnynnäisten raajanpidennyserojen hoidossa havaittiin selviä eroavaisuuksia vaadittavassa voimassa. Ensimmäisen ryhmän kohdalla vaadittava voima kasvoi pidennyksen edetessä ja maksimivoimat nousivat noin 300 newtoniin. Synnynnäisten pituuserojen kohdalla voima ylitti toisinaan 1000 newtonia ja fiksaattiolaitteeseen kohdistuva voima aleni merkittävästi distraktion jälkeen eli voimarelaksaatio oli merkittävää.

Simpson ym. esittivät tutkimuksessaan myös, että voiman mittaaminen pidennyksen aikana on kannattavaa, koska epänormaalit voiman arvot voivat antaa viitteitä mahdollisista komplikaatioista. Tutkimuksessa esitettyjä voiman arvoja voidaan pitää viitteellisinä, mutta koska niitä ei ole suhteutettu millään tavalla potilaan ruumiinpainoon on niiden hyödyntäminen venytysluodutuslaitteen voimanlähteen vaatimusmäärittelyssä vaikeaa.

Ohnishi ym. (2004) mittasivat alaraajan venytykseen tarvittavaa voimaa 20 potilaalla. Mittaus suoritettiin käyttäen unilateraalifiksaattoria, johon oli liitetty voimaanturi. Mittaaminen tapahtui jatkuvana koko venytyksen ajan näytteistystaajuuden ollessa 1 Hz. Potilaista kymmenellä oli hankinnainen reisiluun lyhentymä – toiset 10 kärsivät kääpiökasvuisuudesta ja heille suoritettiin molemminpuolinen sääriluun pidennys. Molemmissa ryhmissä potilaat jaettiin edelleen kahteen ryhmään, joista toiselle tehtiin pidennys yleisen hoitotavan mukaisesti neljässä 0,25 mm askeleessa ja toiselle jatkuvana käyttäen fiksaattoriin liitettyä sähkömoottoria, joka pidensi laitetta minuutin välein (ks. Kuva 2, vasemmalla).



Kuva 2. Vasemmalla sähkömoottorilla ja voima-anturilla varustettu unilateraalifiksaattori (Ohnishi ym. 2004), oikealla kaaviokuva Stryker Mono-tube fiksaattorista, johon on asennettu voimaa mittaava yksikkö (Lauterburg 2006)

Lyhytkasvuisilla potilailla sääriluun pidennykseen tarvittava voima oli suurempi kuin potilailla, jotka olivat kärsineet traumaperäisen reisiluun lyhentymän. Keskiarvoja voiman arvoista ei kuitenkaan esitetä vaan kuvaajia on vain muutamista potilaista. Tutkimuksessa kuitenkin havaittiin, että jatkuvana tehdyssä pidennyksessä voimapiikit olivat huomattavasti matalampia kuin päivittäin neljässä askeleessa tehdyssä pidennyksessä. Voimapiikit taas voivat aiheuttaa komplikaatioita.

Tutkimuksessa saatiin myös johdettua yhteys pidennyksen pituuden ja vaadittavan voiman välille. Keskimäärin voima lisääntyi 8,9 N/mm automaattisella pidennyksellä ja 9,4 N/mm käyttäen neljässä askeleessa suoritettavaa päiväpidennystä. Voimien arvoja ei tutkimuksessa suhteutettu potilaiden painoihin, joten tulosten suora hyödyntäminen on vaikeaa. Tuloksia voidaan kuitenkin pitää suuntaa antavina ja suuruusluokka on todennäköisesti samaa tasoa.

Lauterburg ym. (2006) tutkivat raajanpidennykseen tarvittavaa voimaa 19 potilaalla. Tutkimuksessa käytettiin muunneltua unilateraali fiksaattoria (Stryker Monotube, ks. Kuva 2, oikealla). Pidennyksiä tutkimuksessa tehtiin yhteensä 21, koska kahdelle potilaalle tehtiin molempien jalkojen pidennys. Pidennyksistä kymmenen kohdistui reisiluuhun ja yksitoista sääriluuhun. Tutkimus on erityisen hyödyllinen, koska siinä on esitelty selkeästi potilaskohtaisesti hoitoperuste, paino ja pidennyksen määrä. Keskimääräinen pidennys tutkimuksessa oli 36,8 millimetriä.

Maksimivoiman keskiarvo reisiluun pidennyksissä oli 300 N (maksimi 737 N) ja sääriluun pidennyksissä 305 N (maksimi 592 N). Suhteutettuna ruumiin painoon keskiarvoinen voima oli 9,5 N/kg maksimin ollessa 13,95 N/kg. Valitettavasti tutkimuksessa ei erikseen mainita koskevatko nämä arvot reisi- vai sääriluun pidennyksiä vai molempia. Todennäköisesti keskiarvo koskee kaikkia tutkimuksessa tehtyjä pidennyksiä.

Edellä esitettyjen tutkimusten perusteella voidaan luoda vaatimus venytysluidutuslaitteen voimanlähteen voimantuotolle. Tutkimuksissa esitellyt potilastapaukset on kuvattu taulukossa (Taulukko 1). Valitettavasti Ohnishin ym. (2004) tutkimuksessa ei ole yksiselitteisesti kuvattu yksittäisiä potilastapauksia.

Taulukko 1. Voimanlähteen voimantuoton vaatimustaulukko

Potilas	Lähde	Operoitu luu	Tyyppi	Pidennys (mm)	Voiman tarve (N)	Potilaan massa (kg)
1	Simpson 1996	Sääriluu	Hankinnainen	-	650	-
2	Simpson 1996	Reisiluu	Hankinnainen	-	300	-
3	Simpson 1996	Sääriluu	Synnyynnäinen	-	1400	-
4	Lauterburg 2006	Reisiluu	Hankinnainen	30	735	53
5	Lauterburg 2006	Reisiluu	Synnyynnäinen	35	700	64

Taulukossa esitettyjen tietojen perusteella voidaan päätellä, että suurin osa potilastapauksista pystyttäisiin nykytiedon valossa hoitamaan jo noin 800 newtonin voimantuotolla. Synnyynnäisten raajanerimittaisuuksien hoidossa tarvittava voima voi kuitenkin kasvaa huomattavan suureksi. Vaikka taulukossa esiintyvä suurin voiman arvo on 1400 newtonia, on syytä pyrkiä vähintään 2000 newtonin voimantuottoon, mikäli halutaan hoitaa myös synnyynnäiset pituuserot. Syynä tähän on voimantuotosta julkaistujen tutkimusten varsin pieni potilasaineiston määrä. Vaikuttaa siltä, että luotettavan voimantuoton vaatimuksen määrittämiseksi tarvitaan uusi, laaja, potilastutkimus.

### 2.2.2 Nykyisin käytössä olevat voimanlähteet

Aiemmin lyhyesti esiteltyjen ulkoisten fiksaatiolaitteiden, kuten Ilizarovin laitteen voimanlähteenä toimii potilaan mekaaninen työ. Käytännössä tämä tapahtuu siten, että potilas kiertää tukilaitteessa olevia ruuveja, jotka aikaansaavat tukilaitteen pidentymisen. Muutamien ulkoisiin laitteisiin on kokeilumielessä kiinnitetty sähkömoottori (ks. Kuva 2, vasen). Kuvassa näkyvässä laitteessa moottorin maksimivoimantuotto on 700 N ja jatkuvasti moottori toimii 500 N voimalla (Ohnishi ym. 2004).

Implantoitavista laitteista Albizzia ja ISKD perustuvat kehon liikkeen käyttämiseen laitteen voimanlähteenä. Tällöin laitteelle ei tarvita erillistä energiavarastoa eikä energiaa tarvitse siirtää langattomasti implantin käytettäväksi. Molemmissa laitteissa potilaan jalan kiertoliikettä käytetään pidentämään luuydinnaulaa. Kyseiset laitteet eroavat toisistaan siten, että Albizzian tapauksessa vaadittava jalan kierto on noin 20 astetta (Guichet & Casar, 1996), kun ISKD:llä tarvittava kierto on kolmen ja yhdeksän asteen välillä (Cole ym., 2001).

Albizzian pidentämiseen tarvittava vääntömomentti on 500 newtonin kuormalla 3 Nm. Käytännössä tämä tarkoittaa, että kuvan (Kuva 3) kaltaisessa tilanteessa kääntäessä sääriluuta noin 30 senttimetrin etäisyydellä polvesta, vääntöön vaadittava voima on noin 9 newtonia.



Kuva 3. Potilas pidentämässä Albizzia luuydinnaulaa (Guichet ym. 2003)

Albizzian kierto liike ja tarvittava voima ovat niin suuria, että useimmat potilaat kärsivät kivusta pidennyksen aikana ja osalle pidennys on jouduttu tekemään jopa yleisanestesiassa. (Guichet 2003)

ISKD:n kohdalla kirjallisuudesta ei löydy vaadittavaa momentin suuruutta, mutta sen voidaan olettaa olevan hieman pienempi kuin Albizzian tapauksessa. Tämän voi päätellä siitä, että implantti usein pidentyy normaalin kävelyn aikana.

Saksalainen Fitbone implantti käyttää voimanlähteenään sähkömoottoria. Sähkömoottorin pyöriminen muunnetaan vaihteiston kautta lineaariseksi liikkeeksi, joka pidentää luuydinnaulaa. Maksimivoimantuotto kyseisessä implantissa on kehittäjien mukaan 1000 – 1800 newtonia. (Baumgart ym. 1997)

Fitbonea on kokeiltu kahdella erilaisella energianlähteellä: implantoidulla paristokotelolla sekä induktiivisesti käyttäen suuritaajuisia magneettikenttää (RF-tekniikka). Induktiota hyödynnettäessä implanttiin liitettiin ihon alle isutettava vastaanotto antenni, joka vastaanottaa ulkoisen kentän energian. (Baumgart ym. 1997) Näistä vaihtoehtoista induktion avulla toimiva implantti on nykyisin käytössä. Leikkaustekniikka tätä implanttia käytettäessä on kuitenkin hankala johtuen antennin implantoinnin haasteista (Schlenzka 2008).

## **2.3 Älymateriaalien käyttö raajanpidennyslaitteen voimanlähteenä**

Älymateriaaleilla tarkoitetaan materiaaleja, jotka reagoivat ulkoiseen ärsykkeeseen kontrolloidulla tavalla. Ulkoisena ärsykkeenä voi toimia esimerkiksi magneettikenttä, lämpö tai kosteus. Älymateriaalien hyviä ominaisuuksia käytettäessä niitä implantoitavan laitteen voimanlähteenä ovat, riippuen käytettävästä, materiaalista esimerkiksi tarkka kontrolloitavuus, kokoon nähden suuri voimantuotto ja energian langaton siirto materiaalille.

Näitä ominaisuuksia hyödyntämällä on mahdollista toteuttaa yksinkertainen ja luotettavasti toimiva implantoitava venytysludutuslaite. Suurimmat haasteet älymateriaalien hyödyntämisessä implantoitavassa sovelluksessa liittyvät materiaalien bioyhteensopivuuteen ja siihen, miten materiaalien suorittama mekaaninen työ muunnetaan haluttuun muotoon - raajanpidennyslaitteen tapauksessa eteneväksi liikkeeksi.

Mielenkiintoisimmat älymateriaalit käytettäväksi implantoitavan laitteen voimanlähteenä ovat magneettikenttiin reagoivat magnetostriktiiviset materiaalit sekä magneettiset muistimetallit eli MSM:t. Toisaalta lämpömuistimetalleista nikkeli-titaani eli Nitinol on kiinnostava sen hyväksi havaitun bioyhteensopivuuden vuoksi sekä siksi, että sitä on käytetty jo pitkään implantoitavissa sovelluksissa.

Magnetostriktiivisen materiaalin hyvät puolet ovat suuri voimantuotto sekä mahdollisuus kontrolloida materiaalia tarkasti ulkoisella magneettikentällä. Suurimmat haasteet ovat materiaalin pieni venymä (0,1-0,2 %) ja sen bioyhteensopivuus. Pieni venymä tekee materiaalin kertavenymän muuttamisen jatkuvaksi eteneväksi liikkeeksi haasteelliseksi.

Materiaalin bioyhteensopivuutta on tutkittu vain vähän. Pouponneau ym. (2006) tutkivat magnetrostriktiivisen materiaalin bioyhteensopivuutta sekä bulkki- että jauhe- muodossa solujen elinkyky testillä. Solujen elinkyky säilyi hyvänä vielä 72 tunnin altistumisen jälkeen ja Terfenol-D:n korroosiotuotteet eivät vaikuttaneet myrkyllisiltä. Materiaalin korroosio oli kuitenkin voimakasta viiden päivän uuton jälkeen, mikä näkyy myös kuvassa (Kuva 4). Implantoitavissa sovelluksissa näyttää siis siltä, että mikäli materiaali joutuu kosketuksiin kudospaineen kanssa, muodostuu korroosio ongelmaksi vaikka materiaalia ei olekaan todettu myrkylliseksi. Suunnittelulähtökoh- tana tulee siis pyrkiä magnetrostriktiivisen materiaalin eristämiseen kudospainepäristös- tä.



Kuva 4. Magnetrostriktiivisen materiaalin korroosio viiden päivän uuton jälkeen

Magneettiset muistimetallit reagoivat magnetrostriktiivisten materiaalien tavoin ulkoiseen magneettikenttään. Niiden voimantuotto on kuitenkin huomattavasti pienempi kuin magnetrostriktiivisten materiaalien. Kari Ullakon mukaan MSM:illä suunnittelulähtökohtana voidaan pitää noin 1 MPa:n voimantuottoa (Ullakko 2010). MSM:ien venymä on tosin huomattavasti magnetrostriktiivisiä materiaaleja suurempi, noin 1 - 5 %. (Tellinen ym. 2002) Pienen voimantuoton takia MSM ei sovellu käytettäväksi alaraajojen venytysluodutuslaitteen voimanlähteenä, mutta se voi osoittautua hyväksi vaihtoehdoksi pienempää voimaa vaativissa sovelluksissa. Materiaalin käyttö tosin vaatii hyvän eristyksen, sillä sen korroosiotuotteiden on todettu olevan myrkyllisiä yli 24 tunnin altistuksen jälkeen (Pouponneau ym. 2006).

Nitinol on lämpömuistimetalli, joka kykenee kahdensuuntaiseen muotomuistiin. Lisäksi Nitinolilla on superelastisuudeksi kutsuttu ominaisuus, jonka ansiosta tietyissä olosuhteissa Nitinol voi venyä 2-3 % ilman, että siihen kohdistuva rasitus merkittävästi muuttuu. Nitinolin hyviä puolia käytettäessä sitä implantoitavissa sovelluksissa ovat sen suuri 2-3 % venymä, suuri 6,9 MPa:n voimantuotto per lämmitysaste sekä hyväksi tunnettu bioyhteensopivuus. Suuren venymän saavuttamiseksi Nitinolia täytyy kuitenkin esijännittää merkittävästi. (Hodgson & Brown 2000)

Ongelmana Nitinolissa on sen reagointi lämpöön, jonka vuoksi muistimetalli ominaisuuden hyödyntämiseksi Nitinolia pitää lämmittää ja jäähdyttää muutoksen aikaansaamiseksi. Tämä taas onnistuu helpoiten lämmittämällä materiaalia vastuksella, mikä vaatii implantaattiin elektroiikkaa. Tosin Nitinolin lämmittämistä suoraan RF-taajuuden magneettikentän avulla on myös tutkittu (Giroux ym. 1996). Lämmityksen yhteydessä täytyy kontrolloida, ettei kudos pääse lämpenemään implantin ympärillä. Girouxin ym. tutkimuksessa havaittiin, että lämpötilan kontrollointi on hankalaa, mutta mikäli lämmitykseen liittyvät ongelmat pystytään ratkaisemaan, on Nitinol varteenotettava materiaali käytettäväksi myös raajanpidennyslaitteessa. Nitinolin käyttöä raajanpidennyslaitteen voimanlähteenä on myös kokeiltu aiemmin hyvin tuloksin (Aalsma ym. 1998).

Edellä esitellyistä materiaaleista magnetostriktiiviset materiaalit sekä lämpömuistimetallit ovat voimantuotoltaan soveltuvia käytettäväksi implantoitavan raajanvenytysluodutuslaitteen voimanlähteenä. Magneettiset muistimetallit eivät tähän hoitoon sovellu, sillä vaatimusmäärittelyn yhteydessä esitetyn 800 N voiman tuottamiseksi tarvittaisiin tanko, jonka halkaisija on 32 millimetriä. Tämän suuruista tankoa taas ei voida implantoida ihmisen luuytimeen.

Magnetostriktiivisen materiaalin etu Nitinoliin verrattuna on sen helppo kontrolloitavuus ja nopea toiminta. Kun magneettikenttä kytketään päälle, reagoi magnetostriktiivinen materiaali välittömästi. Käytettäessä Nitinolia tapahtuu materiaalin venymä hitaammin lämpenemisen funktiona. Tämän lisäksi lämpenemisen jälkeen materiaalin pitää antaa jäähtyä, ennen kuin voidaan suorittaa seuraava lämmityspulssi. Suuremman kerta venymän vuoksi Nitinolilla ei tosin tarvitse tehdä yhtä monta pidennyspulssia kuin magnetostriktiivisella materiaalilla. Suuremmaksi ongelmaksi muodostuukin todennäköisesti materiaalin yksittäisen pidentymisen kontrollointi. Tämä



johtuu siitä, että induktiivisesti lämmittäen magneettinen johde, jota lämmitetään luuydinnaulan sisällä voi lämmitä huomattavasti kuumemmaksi kuin Nitinol itse. Tästä seuraa taas se, että Nitinolin lämpeneminen ja täten myös piteneminen voi jatkua vielä ulkoisen kentän sulkemisen jälkeenkin. Toinen merkittävä ongelma on Nitinolin vaatima suuri esijännitys. Tämä esijännitysvoima tulisi luuydinnaulaa suunniteltaessa rajata ainoastaan Nitinoliin, sillä luuydinnaula on hoidon aikana suurien rasitusten alaisena ja näitä rasituksia ei ole enää syytä kasvattaa voimakkaalla naulan sisäisellä jännityksellä.

Näistä syistä johtuen tässä diplomityössä keskitytään raajanpidennyslaitteen voimallähteen suunnitteluun käyttäen magnetostriktiivista materiaalia. Nitinol on kuitenkin lupaava materiaali, mikäli RF lämmitykseen ja esijännitykseen liittyvät ongelmat saadaan ratkaistua.

## **2.4 Magnetismin perusteet**

Tässä osiossa käsitellään magnetismin perusteita niiltä osin, kuin niiden ymmärtämisestä vaaditaan magnetostriktio ymmärtämiseksi.

Sähkömagnetismin peruslakeihin kuuluva Ampèren laki kertoo, että liikkuva sähkövaraus synnyttää ympärilleen magneettikentän. Elektronilla on varaus ja se liikkuu atomiytimen ympäri ja näin ollen siitä syntyy magneettinen dipolimomentti ja tästä edelleen magneettikenttä elektronin ympärille. Toisaalta atomilla on useita elektroneja, jotka voivat liikkua radoilla vastakkaisiin suuntiin. Tästä johtuen elektronien rata- liikkeestä aiheutuvat magneettikentät usein kumoavat toisensa. Elektronien rataliikkeestä syntyy atomille magneettinen netto momentti siis vain silloin, jos eri elektronien magneettikentät eivät kumoakaan toisiaan.

Rataliikkeen lisäksi elektroni pyörii itsensä ympäri. Myös tämä johtaa magneettisen momentin syntymiseen ja tästä momentista käytetään nimitystä spin-magneettinen momentti. Kvanttimekaniikan mukaan elektronikuoret jakautuvat atomiorbitaaleihin, joilla elektronit sijaitsevat. Elektronilla voi olla kaksi spiniä ( $1/2$ ,  $-1/2$ ) ja Paulin kielto säännön mukaan samassa elektronitilassa (kvantttilassa) ei voi olla kahta elektronia. Tämän vuoksi jokaiselle atomiorbitaalille mahtuu kaksi elektronia, joilla on eri spinit. Atomin spinmagneettinen momentti voidaan laskea kaavalla

$$\mu_s = \mu_B (n_+ - n_-) \quad (1)$$

jossa  $\mu_s$  on spinmomentti

$\mu_B$  on yhden spinin magneettinen momentti

$n_+$  on positiivisen spinin omaavien atomiorbitaalien määrä

$n_-$  on negatiivisen spinin omaavien atomiorbitaalien määrä

Mikäli orbitaalilla on kaksi elektronia kumoavat niiden spin-magneettiset momentit toisensa. Tämän voi havaita myös suoraan kaavasta (1).

Elektronikuoret täyttyvät yleensä siten, että jokaiselle atomiorbitaalille tulee ensiksi positiivisen spinin omaava hiukkanen ja vasta tämän jälkeen aletaan orbitaaleille täyttämään elektronit joiden spin on negatiivinen. Tästä johtuen atomilla voi olla puoliksi täytettyjä elektronikuoria, joka johtaa siihen, että elektronikuorella voi parhaimmillaan olla jokaisella orbitaalilla vain yksi elektroni ja niillä kaikilla on samansuuntainen spin. Tällöin atomilla on voimakas spin-magneettinen momentti.

Magnetoitumalla tarkoitetaan magneettisen momentin määrää tilavuusyksikkö kohden, eli se on määritelty

$$M = \frac{N}{V} m_s = n m_s \quad (2)$$

jossa  $M$  on magnetoituma

$N$  on magneettisten momenttien määrä kappaleessa

$V$  on kappaleen tilavuus

$m_s$  on yksittäisen momentin suuruus

Magnetoituma kuvaa ferromagneettisen aineen sisältämien magneettisesti yhteinaisten Weissin alueiden sisäisten magneettisten momenttien kääntymistä samansuuntaisiksi. Ilman ulkoisen magneettikentän vaikutusta Weissin alueiden magnetoituma voi osoittaa vain kidehilan määräämään helppoon magnetoitumasuuntaan. Permeabili-

teetti  $\mu$  taas määrittää sen, miten ulkoinen kenttä vaikuttaa magnetoitumaan. Tätä yhteyttä kuvaa yhtälö

$$M = \left( \frac{\mu}{\mu_0} - 1 \right) H \quad (3)$$

jossa  $\mu$  on väliaineen permeabiliteetti

$\mu_0$  on tyhjiön permeabiliteetti

$H$  on magneettikentän voimakkuus

Suurella osalla atomeista on osittain täytettyjä elektronikuoria, mutta tästä huolimatta ferromagneettisia, eli voimakkaan spontaanin magnetoituman kiinteässä muodossa omaavia alkuaineita on vain vähän. Tämä johtuu siitä, että useimmiten osittain täytetyt elektronikuoret ovat atomin uloimpia elektronikuoria. Nämä samat elektronikuoret osallistuvat sidosten muodostamiseen viereisten atomien kanssa ja näin ollen useat sellaiset alkuaineet, joilla on atomimuodossa voimakas magneettinen momentti, menettävät sen muodostaessaan kiinteitä aineita. Sidosten muodostuessa eri atomien uloimmat elektronikuoret varjostavat toisiaan, jolloin spineistä johtuva magneettinen momentti summautuu nollassi. Kiinnostavampaa atomin magneettisen momentin sijaan on se, millainen on alkuaineen magneettinen momentti ionina. Kiinteässä olo-muodossa magneettisen momenttinsa säilyttävien alkuaineiden elektronirakenne on sellainen, että niillä on osittain täyttyneitä sisempiä elektronikuoria, jotka eivät osallistu sidosten muodostamiseen. Tällaisia alkuaineita ovat siirtymämetallit, maametallit ja aktinoidit.

#### **2.4.1 Magnetismi maametalleissa ja siirtymämetalleissa**

Maametallit omaavat voimakkaan magneettisen momentin sekä atomi muodossa että kiinteinä aineina johtuen siitä, että maametallien magneettiset ominaisuudet aiheutuvat sisemmistä elektronikuorista (Buschow & Boer 2003).

Maametalleissa muutamia valenssielektroneja sijoittuu 6s ja 5d elektronikuorille ennen kuin kuori 4f täyttyy (Engdahl, 2000, s.5). Osittain täyttynyt 4f kuori taas johtaa voimakkaaseen spin-magneettiseen momenttiin yhtälön 1 mukaisesti.

Esimerkiksi terbiumilla (Tb), järjestysluku 65, on 3+ ionimuodossa 4f kuorella kahdeksan elektronia. Kyseisen kuoren suurin mahdollinen elektronimäärä on 14 elektronia. Tällöin terbiumin kahdeksasta elektronista seitsemän omaa positiivisen spinin ja yhdellä elektronilla on negatiivinen spin ( $n_+ = 7$  ja  $n_- = 1$ ). Tällöin kaavan 1 mukaan spinmagneettinen momentti  $\mu_S$  on  $6 \mu_B$ .

Maametallien 4f kuoren etäisyys atomin ytimeistä on vain 0,1 Å, mistä johtuen ne altistuvat suurelle efektiiviselle ydinvaraukselle. Kuoren etäisyys atomin ytimeistä on vain noin kymmenesosa atomien välisestä etäisyydestä ja tämän vuoksi eri atomien 4f kuoret eivät varjosta toisiaan. Etäisyydestä johtuen eivät nämä kuoret voi myöskään osallistua sidosten muodostamiseen. (Coqblin 1977)

Voimakkaan spin-magneettisen momentin lisäksi osittain täyttynyt 4f kuori omaa voimakkaan rata epätasapainon, joka aiheuttaa myös magneettisen momentin. Rata momentin lisäksi epätasapaino johtaa ionin epäsäännölliseen muotoon. (Engdahl 2000, s.6) Maametallien magneettisten momenttien laskennalliset arvot ja muita niiden magneettisten ominaisuuksien kannalta oleellisia tietoja on esitetty taulukossa (Taulukko 2).

Taulukko 2. Maametallien tärkeimmät magneettiset ominaisuudet 3+ ionina (muokattu lähteestä Engdahl 2000, s.8)

	La	Pr	Nd	Sm	Gd	Tb	Dy	Ho	Er	Tm	Lu
4f kuoren rakenne	4f <sup>0</sup>	4f <sup>2</sup>	4f <sup>3</sup>	4f <sup>5</sup>	4f <sup>7</sup>	4f <sup>8</sup>	4f <sup>9</sup>	4f <sup>10</sup>	4f <sup>11</sup>	4f <sup>12</sup>	4f <sup>14</sup>
n <sub>s</sub>	0	2	3	5	7	7	7	7	7	7	7
n <sub>f</sub>	0	0	0	0	0	1	2	3	4	5	7
Spinmomentti $\mu_s$ ( $\mu_B$ )	0	2	3	5	7	6	5	4	3	2	0
Kokonaismomentti ( $\mu_B$ )	0	3,2	3,3	0,71	7	9	10	10	9	7	0
Mitattu momentti ( $\mu_B$ )	-	2,7	2,2	0,5	7,6	9,3	10,2	10,3	9,1	7,1	-
Curie lämpötila (K)	-	-	-	-	293	220	89	20	20	32	-
Neel lämpötila (K)	-	0	20	109	-	-	-	-	-	-	-

Siirtymämetalleilla magneettinen momentti syntyy hyvin samanlaisella mekanismilla. Niillä 4s ja 4p orbitaalit täyttyvät ennen 3d kuorta. Tällöin vajaa elektronikuori jää jälleen ulointen elektronien sisäpuolelle. Siirtymämetallien 3d kuoren suhteellinen etäisyys atomin uloimmista kuorista ei ole yhtä suuri kuin maametallien 4f kuoren vastaava. Näin ollen 3d kuori ei ole niin sidottu atomiytimeen kuin maametallien 4f kuori ja se osallistuu osittain sidosten muodostamiseen. Tämän vuoksi siirtymämetallien magneettiset ominaisuudet eivät ole yhtä voimakkaita kuin maametallien vastaavat. (Engdahl 2000, s.7). Siirtymämetallien momenttien arvoja ja 3d kuoren rakennetta kuvaavat arvot löytyvät taulukosta (Taulukko 3).

Taulukko 3. Siirtymämetallien tärkeimmät magneettiset ominaisuudet ionimuodossa (muokattu lähteestä Engdahl 2000, s.11)

	Cr	Mn	Fe	Co	Ni	Cu
3d kuoren rakenne	3d <sup>4</sup>	3d <sup>5</sup>	3d <sup>6</sup>	3d <sup>7</sup>	3d <sup>8</sup>	3d <sup>10</sup>
n <sub>s</sub>	4	5	5	5	5	5
n <sub>f</sub>	0	0	1	2	3	5
Spinmomentti $\mu_s$ ( $\mu_B$ )	4	5	4	3	2	0
Mitattu momentti ( $\mu_B$ )	0,5	-	2,22	1,72	0,62	0
Curie lämpötila (K)	-	-	1044	1388	627	-
Neel lämpötila (K)	312	95	-	-	-	-

## 2.4.2 Magnetoituman riippuvuus lämpötilasta

Magnetoituman riippuvuus lämpötilasta vaikuttaa oleellisesti siihen, että kaikki magneettiset aineet eivät ole järkevästi hyödynnettävissä. Voimakkaasta ionin mag-

neettisestä momentista ei ole hyötyä, jos magneettiset ominaisuudet eivät säily haluttussa käyttölämpötilassa.

Kiinteän aineen atomien magneettisten momenttien välillä on magneettista vuorovaikutusta. Tästä syystä ne pyrkivät kääntymään samansuuntaisiksi. Magneettisen vuorovaikutuksen voimakkuus riippuu siitä, kuinka paljon atomien elektronien radat risteävät toisiaan. Magneettisen momentin aiheuttavien elektronikuorten osallistuessa sidosten muodostamiseen, on magneettinen vuorovaikutus suurempaa kuin silloin kun radat eivät osallistu sidosten muodostamiseen vaan ovat lähellä atomiydintä. Tämän vuoksi maametalleilla magneettinen vuorovaikutus eri atomien momenttien välillä on vähäistä. (Buschow & Boer 2003)

Lämpötilasta johtuva atomien lämpöliike pyrkii sotkemaan magneettista järjestystä ja näin sekoittamaan magneettisten momenttien kääntymistä samaan suuntaan. Sellaiset materiaalit, joilla magneettinen vuorovaikutus on suurta, pystyvät vastustamaan paremmin lämpötilan vaikutusta ja ne pystyvät järjestäytymään magneettisesti myös korkeissa lämpötiloissa. Ferromagneettisilla materiaaleilla lämpötilaa, jossa spontaani magnetisaatio katoaa, kutsutaan Curie lämpötilaksi ( $T_c$ ). Antiferromagneettisilla aineilla vastaava lämpötila on Neelin lämpötila. (Buschow & Boer 2003)

Absoluuttisessa nollassa spontaani magnetisaatio on ferromagneettisilla aineilla voimakasta ja lämpötilan kasvaessa se pienenee. Kun Curie lämpötila saavutetaan, magnetisaatio pienenee nopeasti nolnaan. Aineen atomien välisen magneettisen vuorovaikutuksen vaikutus magnetoituman lämpötilariippuvuuteen näkyy erityisen selvästi esimerkiksi raudan (siirtymämetalli,  $T_c = 1044\text{K}$ ) ja dysprosiumin (maametalli,  $T_c = 89\text{K}$ ) Curie lämpötilojen eroissa. (Buschow & Boer 2003)

Magnetoituman lämpötilariippuvuus johtaa siihen, että myös magnetoitumasta riippuvat ilmiöt ovat lämpötilariippuvaisia. Esimerkiksi magnetostriktio heikkenee lämpötilan kasvaessa.

## 2.5 Magnetostriktio

### 2.5.1 Joulen magnetostriktio

Magnetostriktio on kaikilla ferromagneettisilla aineilla esiintyvä magnetoitumasta seuraava ilmiö. Ilmiön dokumentoi ensimmäisenä Joule (1842 viitannut Lee, 1955), joka tutki rautatangon venymistä magneetikentässä. Käyttäen vipuvarsia hän onnistui demonstroimaan, että rautatanko venyi jo pienissä kentissä ja että venymisen lisäksi rautatanko painui hieman kasaan kenttää vasten kohtisuorissa suunnissa.

Akulov (1928 viitannut Lee, 1955) ja Becker (1930 viitannut Lee, 1955) olivat ensimmäisiä, jotka yrittivät selittää magnetostraktion syntyvän ja laskea sen arvon matemaattisesti. Molemmat lähtivät oletuksesta, että magnetostriktio oli puhtaasti magneettinen ilmiö ja se aiheutuu kidehilan pisteiden sisältämistä magneettisista dipoleista, jotka ovat kohtisuorassa toisiinsa nähden. Verrattaessa saatuja tuloksia kokeellisiin tuloksiin, havaittiin, että dipolivuorovaikutukset selittävät vain pienen osan magnetostriktiosta.

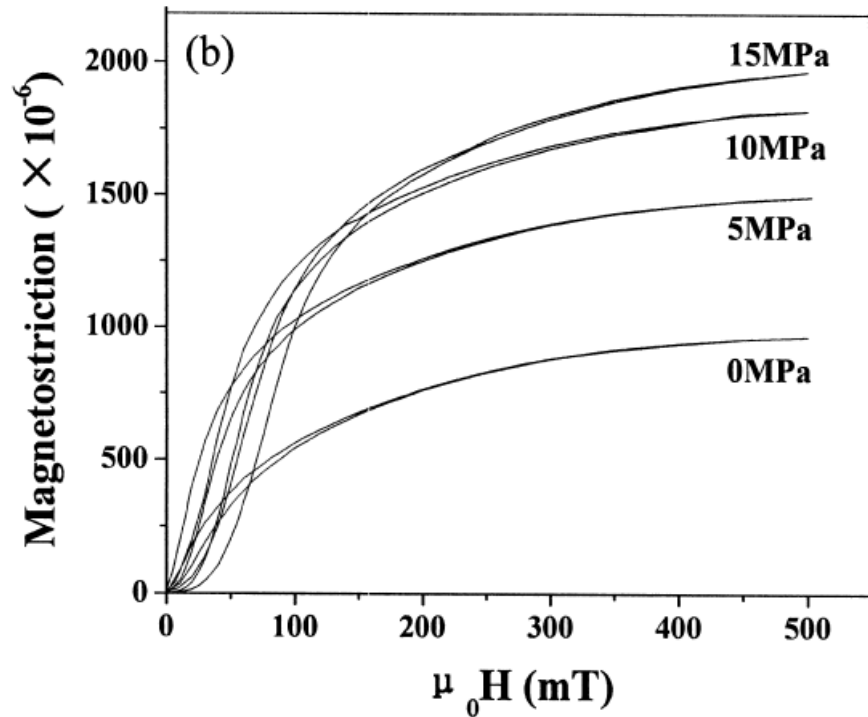
Nykykäsityksen mukaan magnetostriktio johtuu ferromagneettisten materiaalien elektronikuorten rakenteesta. Koska suurin osa ionin magneettisesta momentista johtuu elektronien spinmomenteista, täytyy elektronien spinmomentin suunnan ja ionin elektroniverhon, eli atomin elektronien, suunnan välillä olla vuorovaikutussuhde. Tästä vuorovaikutuksesta käytetään nimitystä spin-rata-vuorovaikutus. (Engdahl 2000, s. 13-15)

Maametalleilla tämä vuorovaikutus on erityisen voimakas ja niiden elektroniverhon voidaankin ajatella olevan jäykkä kiekko, jonka suunta on yhteydessä spinmomentin suuntaan ja määrää ionin muodon. Samanlainen yhteys esiintyy myös muilla ferromagneettisilla materiaaleilla, mutta ei yhtä voimakkaana. (Engdahl 2000, s. 13-15)

Johtuen voimakkaasta vuorovaikutuksesta ionin muodon ja magneettisen momentin suunnan välillä, ovat maametallit ja ferromagneettiset aineet yleisesti magneettisesti anisotropisia. Magneettisella anisotropialla tarkoitetaan magneettisten ominaisuuksien riippuvuutta materiaalin kidesuunnista. Magneettisesta anisotropian takia magneettisella momentilla on taipumus osoittaa tiettyyn kidesuuntaan, niin sanottuun helppoon magnetoituma suuntaan. Tämä johtuu magneettiseen momenttiin liittyvän

varauksellisen elektronipilven ja viereisten varauksellisten ionien välisistä veto- ja hylkimisvoimista. Magneettisen anisotropian kasvaessa suurenee myös magnetoituman aiheuttamiseksi tarvittava kenttä. (Engdahl 2000, s. 14)

Magneettisten momenttien kääntyessä ulkoisen kentän vaikutuksesta myös elektronipilvi kääntyy, mikä taas aiheuttaa naapuri ionien liikkumisen. Ionien liikkuminen taas aiheuttaa kappaleen dimensioiden muutoksen. Tästä ilmiöstä käytetään nimitystä magnetoelastinen vuorovaikutus. Magnetoelastinen vuorovaikutus mahdollistaa energian siirtymisen elastisesta systeemistä magneettiseen systeemiin ja päinvastoin. Näin ollen, kun magnetostriktiiviseen materiaaliin kohdistetaan ulkoinen magneettikenttä, siirtyy magneettikentän energiaa materiaalin elastiseksi energiaksi ja se pitelee. (Engdahl 2000, s. 14-15)



Kuva 5. TbDyFe seosmetallin venymä ulkoisessa magneettikentässä eri esijännityksen arvoilla (Zhao ym., 2003).

Kuvassa 2 on esitetty Terfenol-D seosmetallin venymä ulkoisessa magneettikentässä. Terfenol-D on terbiiumista, raudasta ja dysprosiumista koostuva seosmetalli, joka on kehitetty Yhdysvaltojen laivaston tutkimuskeskuksessa (NOL, Naval Ordnance Laboratory) käytettäväksi kaikuluotauslaitteissa. Myös materiaalin nimitys juontuu sen sisältämistä komponenteista ja lyhenteestä NOL.



Kuten kuvasta nähdään, magnetostriktio voidaan jakaa kolmeen osaan. Kun materiaali tuodaan ulkoiseen magneettikenttään, magneettikentän kanssa edulliseen suuntaan magnetoituneiden Weissin alueiden seinämät liikkuvat siten, että niiden koko kasvaa samalla kun epäedullisiin suuntiin magnetisoituneet Weissin alueet kutistuvat. Tämä näkyy magnetosriktio käyrässä voimakkaana kasvuna. Seuraavassa vaiheessa epäedullisiin suuntiin magnetisoituneiden Weissin alueiden magnetisaatiovektorit alkavat kääntymään ulkoisen kentän suuntaisiksi. Tämä näkyy käyrässä pienevänä kulmakertoimena. Tämän jälkeen magnetoitumaa ja täten magnetostriktiota voi kasvattaa enää Weissin alueiden sisäisen spontaanin magnetisaation lisääntymisen. Magnetostriktio käyrä onkin tällä alueella käytännössä katsoen lähes suora. (Lee 1955)

### **2.5.2 Villarin ilmiö**

Kaikilla magnetostriktiivisilla ilmiöillä on käänteinen reaktio. Näistä tärkein on Villarin ilmiö, joka on Joulen magnetostriktion vastailmiö. Koska ferromagneettisen kiteen jännitystila johtuu osittain sen magnetisaatiosta, on luontevaa olettaa, että kiteeseen kohdistettu ulkoinen jännitys vaikuttaa myös magnetisaatioon. (Engdahl 2000)

Villarin ilmiö tarkoittaa ulkoisen jännityksen aiheuttamaa muutosta magnetostriktiivisen kappaleen magnetisaatiossa. Eli kun ferromagneettista materiaalia puristetaan, aiheuttaa puristuma magnetisaation muuttumisen.

Ollessaan riittävän suuri, ulkoinen jännitys muuttaa Weissin alueiden magnetoitumasuuntaa. Eli sen sijaan, että Weissin alueiden magnetoituma olisi kidehilan helpon magnetoitumasuunnan mukainen, se kääntyy kohti jotain uutta, jännitystilasta seuraavaa energiaminimiä. (Lee 1955, s. 210-214)

Villarin ilmiöstä johtuen magnetostriktiivisen materiaalin venymä muuttuu siihen kohdistetun jännityksen mukaisesti. Tämän vuoksi kappale, joka on esimerkiksi voimakkaassa puristusjännityksessä, venyykin enemmän kuin jännittämätön kappale. Tämän voi todeta myös kuvasta (Kuva 5), jossa näkyy esijännityksen vaikutus Terfenol-D:n venymään.

## **2.6 Aktuaattoreihin sopivat magnetostruktiiviset materiaalit ja niiden rakenne**

### **2.6.1 Magnetostruktiiviselta materiaalilta vaaditut ominaisuudet**

Magnetostruktiivisten materiaalien kehitystyössä on pyritty yhdistämään maametalle- ja siirtymämetalleihin (Engdahl 2000, s.28). Maametallit omaavat suuren magnetostraktion johtuen niiden voimakkaasta elektromagneettisesta vuorovaikutuksesta. Tämä taas johtuu siitä, että niillä on yhdisteinäkin suuri spinmagneettinen momentti (ks. Taulukko 2, s.29). Niiden ongelmana on kuitenkin matala Curie lämpötila, mikä johdosta ne eivät ole suoraan käyttökelpoisia korkeissa lämpötiloissa. Siirtymämetalleilla taas on korkea Curie lämpötila ja ne omaavat spinmagneettisen momentin maametallien tavoin (ks. Taulukko 3, s.29). Tämän vuoksi seostamalla maametalleja siirtymämetallien kanssa on mahdollista nostaa materiaalin Curie lämpötilaa samalla minimoiden magnetostruktiivisen potentiaalin häviöt.

Maametalleista ja siirtymämetalleista muodostetulla metalliseoksella voidaan saavuttaa neljä ominaisuutta, jotka ovat Engdahlin (2000, s.28-29) mukaan tärkeitä magnetostraktion hyödyntämisessä:

1. Voimakas magnetoelastinen vuorovaikutus.
2. Curie lämpötilan täytyy olla reilusti käyttölämpötilan yläpuolella.
3. Materiaalia täytyy pystyä ohjaamaan magneettikentällä eli kappaleen saturaatio magnetoituman täytyy olla mahdollisimman suuri, mikä mahdollistaa energian siirtämisen magneettisen ja elastisen systeemin välillä.
4. Magnetoitumasuuntaa voi muuttaa kohtuullisella kentänvoimakkuudella, eli magneettinen anisotropia on pieni.

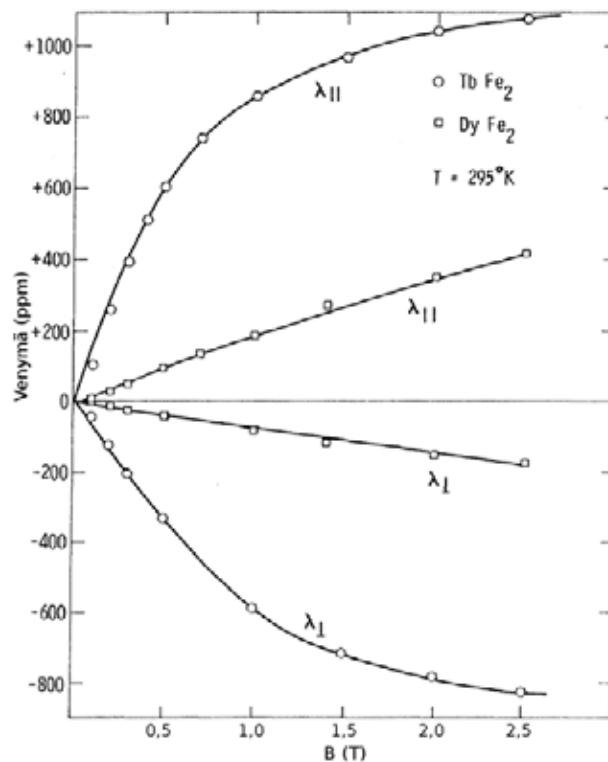
Maa- ja siirtymämetallien väliset yhdisteet täyttävät kaikki nämä vaatimukset.

### **2.6.2 $\text{RFe}_2$ seokset**

Raudan ja maametallien välisten seosten tutkiminen aloitettiin yhtä maametallia ja rautaa sisältävistä seoksista. Tämä tutkimus saavutti huippunsa 1970-luvulla, jolloin

Clark ja Belson (1972) saavuttivat yli 1000 ppm venymän TbFe<sub>2</sub> seosmetallilla huoneenlämmössä (ks. Kuva 6).

Vaadittava kenttä oli kuitenkin suuri johtuen maametallien suuresta magneettisesta anisotropiasta, mikä vaikeuttaa maksimi magnetoituman saavuttamista. Kuvasta voidaan nähdä, että erityisesti dysprosiumilla seostetun raudan kohdalla anisotropia on poikkeuksellisen suuri, sillä seos ei ole vielä lähelläkään saturaatiota 2,5 teslan kentällä kuvaajan muodosta päätellen. Voimakkaasta anisotropiasta johtuen yhdestä maametallista ja raudasta muodostetut seokset eivät olekaan järkeviä käytännön sovellutuksiin johtuen vaadittavan kentän suuruudesta (Jiles 1994).



Kuva 6. TbFe<sub>2</sub> ja DyFe<sub>2</sub> seosmetallien suhteellinen venymä huoneenlämpötilassa eri kentän voimakkuuksilla (λ<sub>⊥</sub> kentän suhteen kohtisuora venymä, λ<sub>||</sub> kentän kanssa yhdensuuntainen venymä) (muokattu lähteestä Clark & Belson 1972)

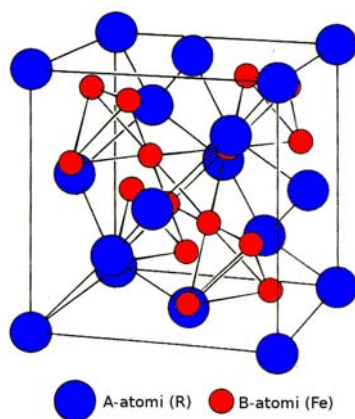
Seuraavana tutkimuskohteena materiaalien kehitystyössä oli magneettisen anisotropian pienentäminen. Koska TbFe<sub>2</sub> ja DyFe<sub>2</sub> magneettinen anisotropia on vastakkaismerkkinen, on yhdistämällä näitä kahta seosta mahdollista saavuttaa matala magneettinen anisotropia. Ensimmäisenä tätä esitti Clark ym. (1974 viitannut Jiles 1994)

Hän esitti seokseksi pseudo-binääriä yhdistettä  $(\text{Tb}_{0.3}\text{Dy}_{0.7})\text{Fe}_2$ , joka tunnetaan nykyään myös tuotenimellä Terfenol-D. Huoneenlämmössä  $\text{TbFe}_2$  ensimmäinen anisotropia vakio  $K_1$  on  $-7,6 \cdot 10^6 \text{ Jm}^{-3}$  ja  $\text{DyFe}_2$  vastaava on  $+2,1 \cdot 10^6 \text{ Jm}^{-3}$ . Clarkin ehdotomassa yhdisteessä kyseinen anisotropia vakio taas on huoneenlämmössä vain  $-0,06 \cdot 10^6 \text{ Jm}^{-3}$ . Näin ollen kyseistä seosta voidaan ohjata aikaisempia  $\text{RFe}_2$  yhdisteitä pienemmillä kentän voimakkuuksilla. Myöhemmissä tutkimuksissaan Clark ym. (1977, 1978 viitannut Jiles 1994) saavuttivat  $(\text{Tb}_{0.3}\text{Dy}_{0.7})\text{Fe}_2$  seoksella 1640 ppm:n venymän huoneenlämpötilassa. He myös osoittivat, että yhdisteen magneettinen anisotropia vaihtaa merkkiä noin 283 kelvinin ( $25^\circ\text{C}$ ) lämpötilassa. Tällöin myös helpon magnetoituman kidesuunta muuttuu suunnasta [100] suuntaan [111] ja magnetostriktio kasvaa merkittävästi.

Vaikka teoreettisesti tarkasteltuna  $(\text{Tb}_{0.3}\text{Dy}_{0.7})\text{Fe}_2$  seoksen olisi pitänyt vaatia magnetoituman ja tätä kautta magnetostriktion synnyttämiseen pienen kentän, huomasivat Clark ym. (1982, viitannut Jiles 1994), että magnetostriktion saturaatioon saattamista varten tarvittiin edelleen varsin suuri kenttä. He havaitsivat tämän johtuvan siitä, että helppoon magnetoituma suuntaan [111] osoittavien Weissin alueiden väliset seinä-mät eivät päässeet liikkumaan toistensa suhteen pienillä kentän voimakkuuksilla.

### **$\text{RFe}_2$ seosten kiderakenne**

$\text{RFe}_2$  seokset ovat suuruustekijäyhdisteitä ja ne kiteytyvät kuutiolliseksi Laves-faasiksi  $\text{AB}_2$  (Engdahl 2000, s. 40). Tästä  $\text{RFe}_2$  Laves-faasista käytetään kirjallisuudessa myös nimitystä  $\text{Cu}_2\text{Mg}$  rakenne. Rakenne muodostuu kahdesta toisensa läpäisevästä hilasta. B-atomeista, eli tässä tapauksessa raudasta, muodostuu tetraedri ja nämä tetraedrit ovat yhteydessä toisiinsa. Isompikokoiset A-atomit, eli tässä tapauksessa maametalliatomit, sijoittuvat tetraedrien väliin jäävään tilaan. (Wernick 1966) Rakenne on esitetty kuvassa (Kuva 7).



Kuva 7.  $RFe_2$  seosten Laves-faasin skemaattinen kuva (Wernick 1966)

Laves-faaseille on ominaista, että ne ovat rakenteeltaan monimutkaisia ja niiden koordinaatioluku on suuri.  $RFe_2$ :n Laves-faasin  $AB_2$ :n koordinaatioluku on 15. (Wernick 1966) Koordinaatioluku kertoo, kuinka monta naapuriatomia jokaisella atomilla faasissa on, mikä taas kertoo rakenteen monimutkaisuudesta.

Monimutkaisesta rakenteesta on vaikeampi muodostaa liukutasoja. Dislokaatiot liikkuvat liukutasoja pitkin (Hirth ja Lothe 1968) ja näin ollen dislokaatioiden liike suuren koordinaatioluvun omaavissa kiderakenteissa, kuten Laves-faasissa  $AB_2$ , on hankalaa. Dislokaatioiden vaikea liike taas johtaa yleensä materiaalin huonoihin mekaanisiin ominaisuuksiin. (Hirth ja Lothe 1968)  $RFe_2$  seokset ovatkin mekaanisesti heikkoja ja ne murtuvat helposti.

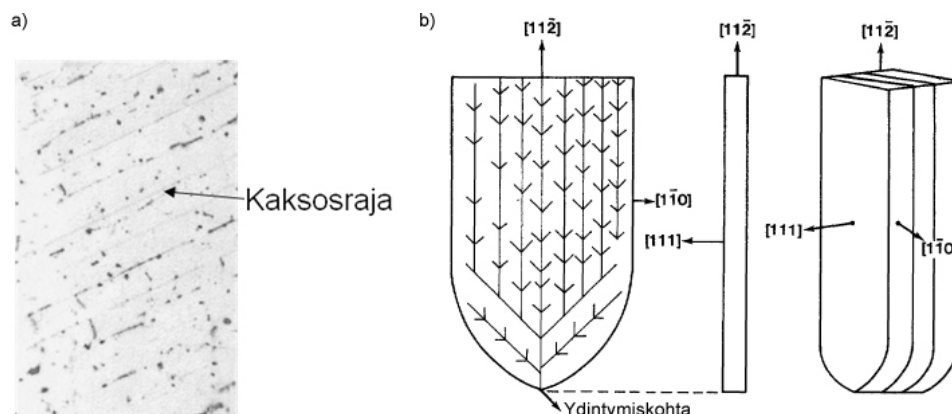
### **$RFe_2$ seosten mikrorakenne**

Materiaalien magneettisten ominaisuuksien riippuvuutta mikrorakenteesta on vaikea kuvata teoreettisesti. Tästä huolimatta mikrorakenteen vaikutus bulkkirakenteen magneettisiin ominaisuuksiin, kuten permeabiliteettiin on merkittävä. Mikrorakenteen muutokset eivät kuitenkaan suoraan vaikuta materiaalin luontaisiin magneettisiin ominaisuuksiin, kuten saturaatiomagnetoitumaan. (Jiles 1994)

Vaikutus bulkkirakenteen magneettisiin ominaisuuksiin syntyy mikrorakenteen vaikutuksesta Weissin alueiden välisten seinämien liikkumiseen toisiinsa nähden. Materiaalin jakautuminen eri faaseihin vaikeuttaa Weissin alueiden seinämien liikettä, mutta eri faasit eivät kuitenkaan merkittävästi vaikuta pääasiallisen faasin Weissin alueiden magnetoituma suunnan kiertymiseen ulkoisen kentän vaikutuksesta. (Jiles 1994)

Kuvassa (ks. Kuva 8 a)) on esitetty Terfenol-D:n valmistusprosessista tyypillisesti syntyvä kaksostuminen, joka pienentää teoreettista maksimi magnetostriktiota merkittävästi. Kaksostuminen on tiivispakkauksellisissa kiteissä esiintyvä peräkkäisten atomitasojen välisen järjestyksen vaihtumisesta aiheutuva pakkautumisvirhe. Jos kiteen pakkautumisjärjestys on esimerkiksi – ABCABCABC – kaksostumisen seurauksena se tapahtuu vaihdos yksittäisen atomitason jälkeen esimerkiksi seuraavasti – ABCABCCBACBA (Lindroos ym. 1986, s. 29). Pinoutumissuunnan vaihtumiskohtaan syntyy kaksosraja, jonka teoreettinen vaikutus magnetostriktion suuruuteen näkyy kuvassa (Kuva 9). (Engdahl 2000, s. 59-60)

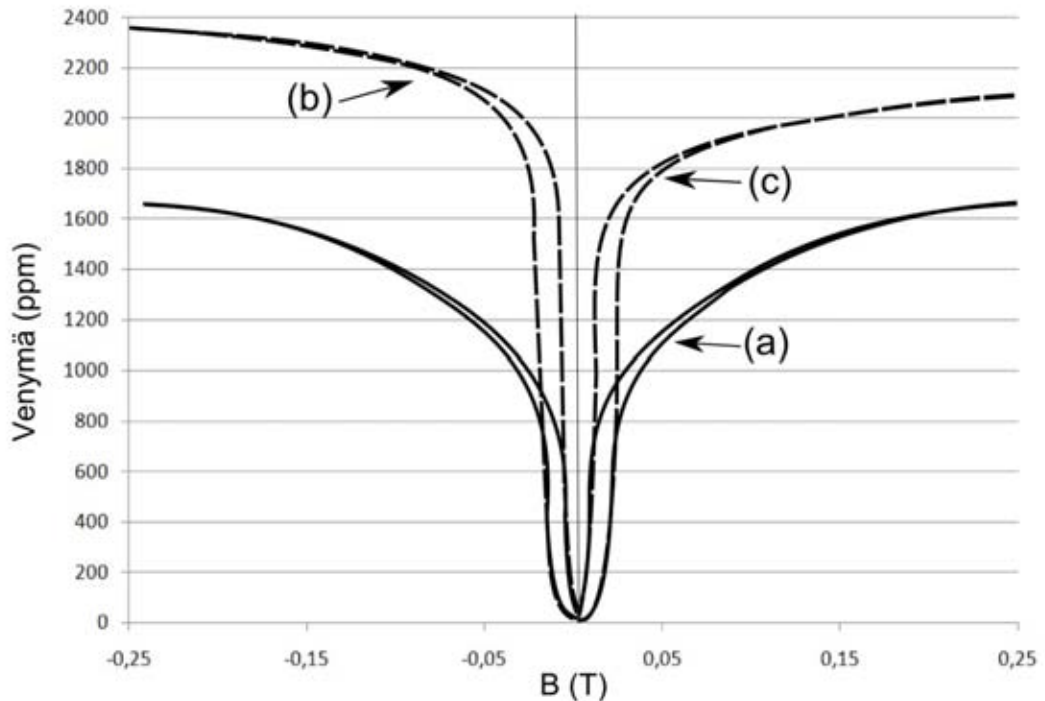
Kaksosien syntyminen johtuu Terfenol-D:n kiteen kasvusuunnasta  $[11\bar{2}]$ , joka mahdollistaa kaksosten helpon syntymisen kiteeseen (Clark ym. 1986). Kuvassa (Kuva 8 b)) näkyy Terfenol-D:n kasvusuunta ja rakenteen muodostuminen. Terfenol-D lähtee kiteytymään siemenkiteestä dentriittisesti. Kuvasta voidaan myös nähdä miten primäridendriitit kasvavat ja haarautuvat sekä dendriittien väliin muodostuva eutektinen maametallirikas alue.



Kuva 8. a) Kaksostuminen Terfenol-D:ssä valmistusprosessin seurauksena (Engdahl 2000, s. 60) b) Terfenol-D:n kiteytyminen (Clark ym. 1987)

Lord ym. (1982, viitannut Jiles 1994) löysivät  $RFe_2$  seoksesta Wiedmanstätten alueiksi kutsuttuja rautarikkaita  $RFe_3$  alueita ja totesivat niiden pienentävän materiaalin magnetostriktiota. Näiden alueiden syntyminen johtuu valmistusprosessissa tapahtuvasta maametalli hävikistä ja ongelmasta on pyritty eroon käyttämällä valmistuksessa lähtöaineena vähemmän rautaa. Tällöin ei tosin saavuteta stoikiometrisen yhdisteen koostumusta ( $RFe_2$ ), vaan lopputuloksena syntyy materiaalia, jossa raudan suh-

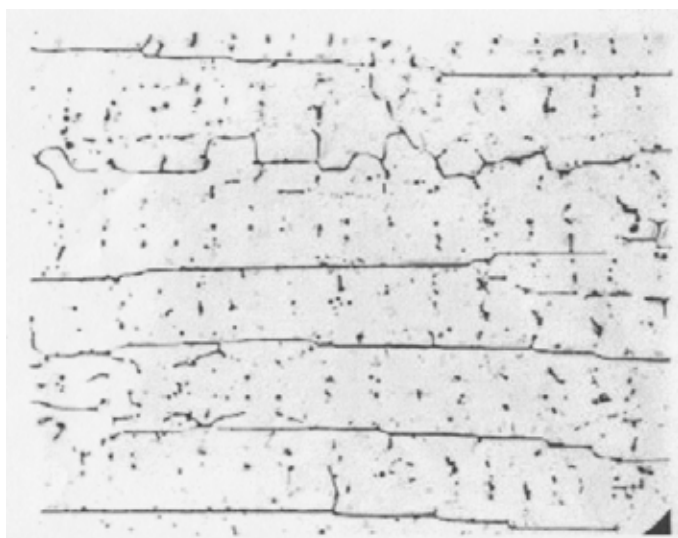
teellinen osuus on hieman alle 2. Tällä tavoin on kuitenkin pystytty parantamaan materiaalin magnetostriktiivisiä ominaisuuksia, koska rautarikkaita alueita ei synny. (Jiles 1994)



Kuva 9. Kaksostumisen vaikutus Terfenol-D:n venymään 6,5 MPa:n esijännityksessä. (a) Mitattu venymä. Teoreettinen venymä (b)  $\langle 111 \rangle$  suuntautuneelle ja (c)  $\langle 112 \rangle$  suuntautuneelle kaksosvapaalle kiteelle (muokattu lähteestä Engdahl 2000)

Abell ja Lord (1986, viitannut Jiles 1994) tutkivat  $RFe_2$  seoksen mikrorakennetta pitämällä R-komponentin eli maametallien Tb-Dy suhteen seoksessa vakiona ja vaihtelemalla raudan osuutta. Raudan suhteellisella osuudella  $1,4 < x < 2,5$  huomattiin olevan merkittävä vaikutus syntyvään rakenteeseen. Raudan suhteellisen osuuden ollessa alle kaksi havaittiin materiaalissa maametalin rikkaita ylimääräisiä faaseja primäärifaaasin lisäksi. Kun raudan suhteellinen osuus taas oli yli kaksi, havaittiin rautarikkaita faaseja.

Maametallirikkaiden alueiden on havaittu parantavan stoikiometrisessä koostumuksessa hauraan  $RFe_2$  rakenteen lujuutta. Tämä johtuu siitä, että maametallirikkaat alueet ovat joustavia ja luovat  $RFe_2$  faasin ympärille verkon (ks. Kuva 10), joka deformoituu ennen hauraan  $RFe_2$  faasin murtumaa. (Peterson 1988)



Kuva 10. Terfenol-D poikkileikkaus  $\langle 112 \rangle$  suuntautuneesta kiteestä. Tummat alueet maametalli rikasta ja vaalea  $\text{Tb}_{0.3}\text{Dy}_{0.7}\text{Fe}_{1.95}$  (Engdahl 2000, s.58)

Abell ja Lord (1986, viitannut Jiles 1994) tutkivat myös  $\text{Tb}_{1-y}\text{Dy}_y\text{Fe}_2$  seoksen ( $\text{RFe}_2$ ) mikrorakennetta dysprosiumin määrän vaihdellessa välillä 0,25 – 1,0. Primäärifaasin lisäksi seoksessa havaittiin ylimääräisiä faaseja kaikilla muilla dysprosiumin arvoilla kuin 0,73. Näin he päätyivätkin siihen oletukseen, että  $\text{TbDyFe}$  seokselle paras stokiometrinen rakenne on  $\text{Tb}_{0.27}\text{Dy}_{0.73}\text{Fe}_2$ , koska tällöin saavutetaan yksi faasinen rakenne. Muiden tutkimusten tulokset ovat kuitenkin poikenneet tästä ja riippuen käytettävästä synteesimenetelmästä päästään parhaaseen tulokseen raudan osuuden ollessa 1,90 – 2,00 välillä, mutta tämä voi johtua synteesissä tapahtuvasta maametalli häviöstä, jolloin päädytään joka tapauksessa loppumateriaalissa lähelle arvoa 2 (Jiles 1994).

## 2.7 Energian siirto magnetostriktiiviselle materiaalille

### 2.7.1 Magneettikentän muodostaminen

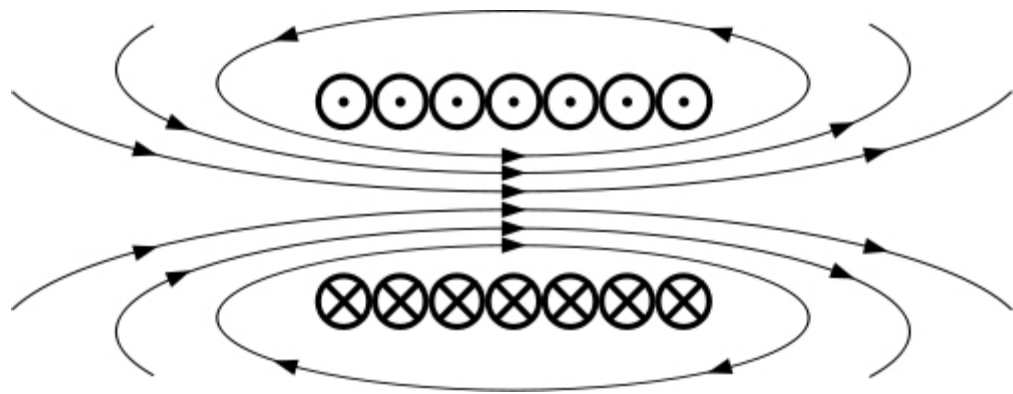
Magnetostriktiiviset materiaalit muuntavat magneettikentän energiaa mekaaniseksi työksi eli energia siirretään materiaalille magneettikentän avulla. Magneettikenttiä voidaan muodostaa käyttäen joko sähkömagneetteja tai kestmagneetteja. Sähkömagneetit taas voidaan jakaa edelleen resistiivisiin ja suprajohtaviin magneetteihin.



Kestomagneetti on ferromagneettisesta materiaalista valmistettu kappale, joka magnetoidaan ulkoisella kentällä, jolloin se muodostaa ympärilleen magneettikentän. Riippuen magnetoituman pysyvyydestä puhutaan pehmeistä magneeteista, jotka on helppo magnetoida, mutta jotka myös menettävät magnetoitumansa helposti ulkoisen magneettikentän vaikutuksesta. Magneettisesti kovat materiaalit taas säilyttävät magnetoitumansa paremmin, mutta ne on vaikeampi magnetoida.

Sähkömagneeteissa magneettikenttä muodostetaan johtimessa kulkevan virran avulla Ampèren lain mukaisesti. Johtimessa kulkeva virta muodostaa magneettikentän johtimen ympärille.

Haluttaessa voimakas kenttä, kierretään johdin kelan muotoon. Tällöin johtimen vierekkäisten kierrosten muodostamat magneettikentät ovat samaan suuntaan ja syntyy kuvan (Kuva 11) kaltainen magneettikenttä.



Kuva 11. Kelan magneettikenttä, magneettiset kenttäviivat jatkuvat kuvan ulkopuolella. Pallot kuvaavat johdinta ja siinä kulkevan virran suuntaa. (Wikipedia 2009, magnet)

Suprajohtavilla keloilla päästään huomattavasti resistiivisiä keloja suurempiin kenttävoimakkuuksiin. Suurilla kentänvoimakkuuksilla vaadittavat virrat nousevat resistiivisessä kelassa sellaisiksi, että kelan lämpeneminen muodostuu ongelmaksi. Johtimen lämmitessä sen sähkövastus kasvaa, joka johtaa siihen, että myös kelan tehonkulutus kasvaa. Lisääntynyt tehonkulutus taas kiihdyttää kelan lämpenemistä.

Suprajohtavissa keloissa käytetään kelan johdinmateriaalina suprajohteita, joita jäähdytetään nestemäisellä heliumilla. Tällöin on mahdollista saavuttaa suuria kentän voimakkuuksia siten, että kelan toiminta säilyy vakaana. Esimerkiksi suuritehoiset

magneettikuvauslaitteet käyttävät lähes yksinomaan suprajohtavia keloja. Suprajoh-  
tavien kelojen ongelma on niiden vaatima ylläpito ja kentän ylös- ja alasajon hanka-  
luus verrattuna resistiivisiin keloihin. Tämän vuoksi suprajohtavat kelat eivät sovi  
sellaisenaan nopeaan pulssimuotoiseen energiansiirtoon.

Magneettikenttä kelan sisällä voidaan laskea kaavalla (Lindell & Sihvola 2004),

$$B = N \frac{I}{l} \mu_0 \quad (4)$$

jossa  $B$  on magneettivuon tiheys  
 $N$  on kelan kierrosmäärä  
 $I$  on kelassa kulkeva virta  
 $l$  on kelan pituus  
 $\mu_0$  on tyhjiön permeabiliteetti

Magneettivuon tiheyden ja magneettikentän voimakkuuden välillä on yhteys (Lindell  
& Sihvola 2004),

$$H = \frac{B}{\mu} \quad (5)$$

jossa  $\mu$  on väliaineen permeabiliteetti

Kaava 4 pätee sellaisenaan kelalle, jonka pituus on suuri suhteessa halkaisijaan.  
Vaikka sitä ei voidakaan suoraan käyttää monikerroksisen ja suuren halkaisijan  
omaavan kelan kentän laskemiseen, antaa se kuitenkin suuntaa antavan arvion ja ker-  
too, mitkä tekijät määräävät kelan magneettikentän suuruuden. Kelan magneettiken-  
tän laskemiseksi löytyy myös kattavampia kaavoja, mutta näillä kentän laskeminen  
muodostuu kelan kierrosmäärän kasvaessa kohtuuttoman hankalaksi.

Magneettivuon tiheyden ja magneettikentän voimakkuuden lisäksi tärkeä energian-  
siirtoon tarkoitettua kela kuvaava suure on kelan induktanssi. Induktanssi voidaan  
laskea kaavalla (Lindell & Sihvola 2004),

$$L = N \frac{\phi}{I} \quad (6)$$

jossa  $\Phi$  on magneettivuo

Magneettivuo  $\Phi$  taas voidaan laskea kaavalla (Lindell & Sihvola 2004),

$$\phi = AB \cos \varphi \quad (7)$$

jossa  $A$  on magneettivuon lävistämän alueen ala

$\varphi$  on magneettivuon suunnan ja pinnan  $A$  normaalin välinen kulma

Yhdistämällä kaavat 4, 6 ja 7 saadaan kelan induktanssille kaava,

$$L = \frac{N^2 A \mu_0}{l} \quad (8)$$

Kaava on jälleen voimassa vain pitkällä ohuella kelalla, mutta antaa aina kuitenkin hyvän suuntaa antavan tuloksen. Induktanssi kuvaa kelan magneettikenttään varastoituvan energian määrää. Mitä enemmän kelaan on varautunut energiaa sitä enemmän se vastustaa virran muutosta. Tämän vuoksi induktanssin suuruus määrää kelan kentän maksiminsuopeuden ja sitä kautta suurimman mahdollisen taajuuden, jolla kela voidaan käyttää energiansiirrossa kelan vielä pysyessä stabiilina. Kelan magneettikenttään varastoitunut energia voidaan laskea kaavalla (Lindell & Sihvola 2004),

$$E = \frac{1}{2} LI^2 \quad (9)$$

Induktanssin laskukaavoista nähdään, että kelan induktanssi kasvaa kelan magneettivuontiheyden ja sisähalkaisijan kasvaessa. Hyödynnettäessä magnetostriktiota raajanpidennyslaitteen voimanlähteenä on tarvittava kenttä varsin suuri. Lisäksi kenttä täytyy tuoda potilaan raajan sisään joten tarvittava kelan halkaisija on suuri. Tämän

vuoksi sovelluskohteessa energian siirtoon tarvittavan kelan induktanssi on varsin suuri ja kela pyrkii vastustamaan merkittävästi virran kulkua, joten käyttötaajuus on matala.

### **2.7.2 Magneettikentän biologiset vaikutukset**

Magneettikenttien biologiset vaikutukset ovat olleet tärkeä tutkimuskohde siitä lähtien, kun magneettikuvaus esiteltiin 1970-luvulla. Magneettikuvauksessa käytetään kolmenlaisia magneettikenttiä: staattisia, muuttuvia kenttiä ja RF-taajuisia kenttiä. (Shellock 2001)

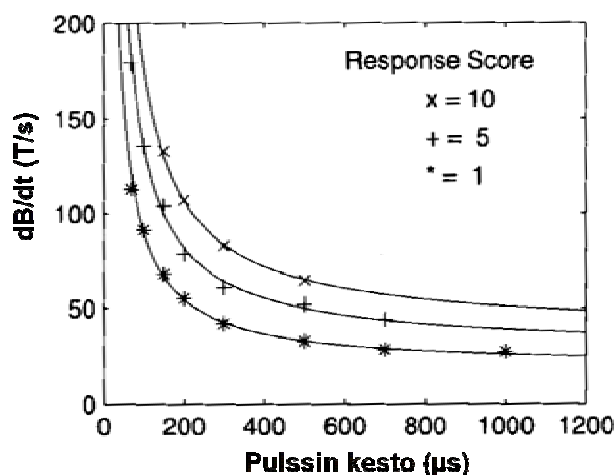
Magnetostriktiolla toimivan distraktiolaitteen yhteydessä tarvittava kenttä on pienellä taajuudella muuttuva kenttä, joten se asettuu staattisen ja magneettikuvauslaitteissa käytettyjen muuttuvien kenttien välimaastoon. Tämän vuoksi seuraavassa käsitellään lyhyesti sekä staattisten, että muuttuvien magneettikenttien tärkeimmät mahdolliset vaikutusmekanismit ihmiskehoon.

Staattisten kenttien mahdollisia haitallisia vaikutusmekanismeja ihmiskehoon on esitetty useita. Näistä magnetostriktiota hyödyntävän venytysluidutuslaitteen kohdalla tärkein on magneettikenttien ferromagneettisiin partikkeleihin kohdistama voima, joka pyrkii vetämään niitä kohti magneettikentän keskikohtaa. 70 kg painoisella aikuisella on noin 3 g rautaa elimistössään. Tämä rauta on kuitenkin sitoutuneena erilaisiin kemiallisiin yhdisteisiin, kuten hemoglobiiniin. Nämä yhdisteet ovat vain heikosti paramagneettisia, joten käytännössä ihmiskehoon ei kohdistu merkittäviä voimia staattisessa magneettikentässä. (Shellock 2001)

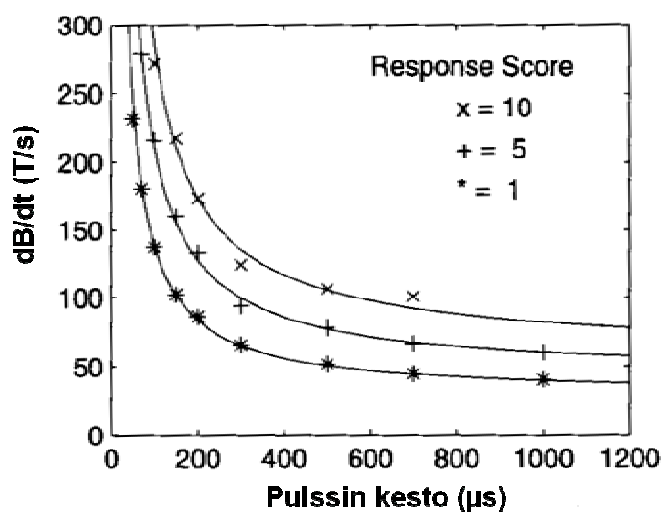
Ihmiskehoon on todettu kestäväen hyvin altistusta staattisille kentille ja esimerkiksi FDA on luokitellut kaikki alle 4 T:n magneettikuvauslaitteet turvallisiksi. Koeolosuhteissa ihmiskeho on altistettu tätä suuremmille, yli 8 T:n kentille. Nykytietämyksen mukaan näinkin suuret staattiset kentät ovat turvallisia, mikä johtuu ihmiskehon alhaisesta permeabiliteetistä. (Shellock 2001)

Muuttuvien magneettikenttien yhteydessä on havaittu potilailla ääreishermosto stimulaatiota, kun magneettikentän muutosnopeus on ollut riittävän suuri. Potilaskokeissa potilaita on altistettu eri kestoisille nopeasti muuttuville magneettikentille. Tu-

lokset erisuuntaisille kentille on esitetty kuvissa (Kuva 12 ja Kuva 13). (Nyenhuus ym. 2001)



Kuva 12. Potilaan pituus akselin suhteen poikittain suuntautuneen kentän aiheuttama ääreishermosto stimulaation rajat eri muutosnopeuksilla ja pulssien kestoilla. Mediaani 84 potilaalta. Tasot: 1 stimulaatoraja, 5 epämukava, 10 sietämätön. (muokattu lähteestä Nyenhuus ym. 2001)



Kuva 13. Potilaan pituus akselin suhteen yhdensuuntaisen kentän aiheuttama ääreishermosto stimulaation rajat eri muutosnopeuksilla ja pulssien kestoilla. Mediaani 84 potilaalta. Tasot: 1 stimulaatoraja, 5 epämukava, 10 sietämätön. (muokattu lähteestä Nyenhuus ym. 2001)

Kuvista nähdään, että poikittain suuntautuneen kentällä potilaan ääreishermosto ei stimuloidu alle 40 T/s muuttuvilla kentillä riippumatta altistuksesta ja yhdensuuntaisilla kentillä hieman alle 50 T/s muuttuvilla kentillä. Näitä raja-arvoja voidaan siis pitää turvallisina.

Yhteenvedona staattisten kenttien voidaan todeta olevan ihmiselle vaarattomia alle 4 T:n kenttävoimakkuuksilla. Muuttuvat magneettikentät taas ovat turvallisia, kunhan ei ylitetä edellä esitettyjä muutosnopeuksia. Mikäli käytetään suurempia muutosnopeuksia, tulee huomioida pulssin kesto aika.

### 2.7.3 Sähkömagneettinen yhteensopivuus

Systeemin voidaan käsittää olevan sähkömagneettisesti yhteensopiva, mikäli se täyttää seuraavat kolme vaatimusta:

1. Se ei aiheuta häiriöitä ympäristössään
2. Se ei ole altis ympäristön aiheuttamille häiriöille
3. Se ei itse häiritse omaa toimintaansa.

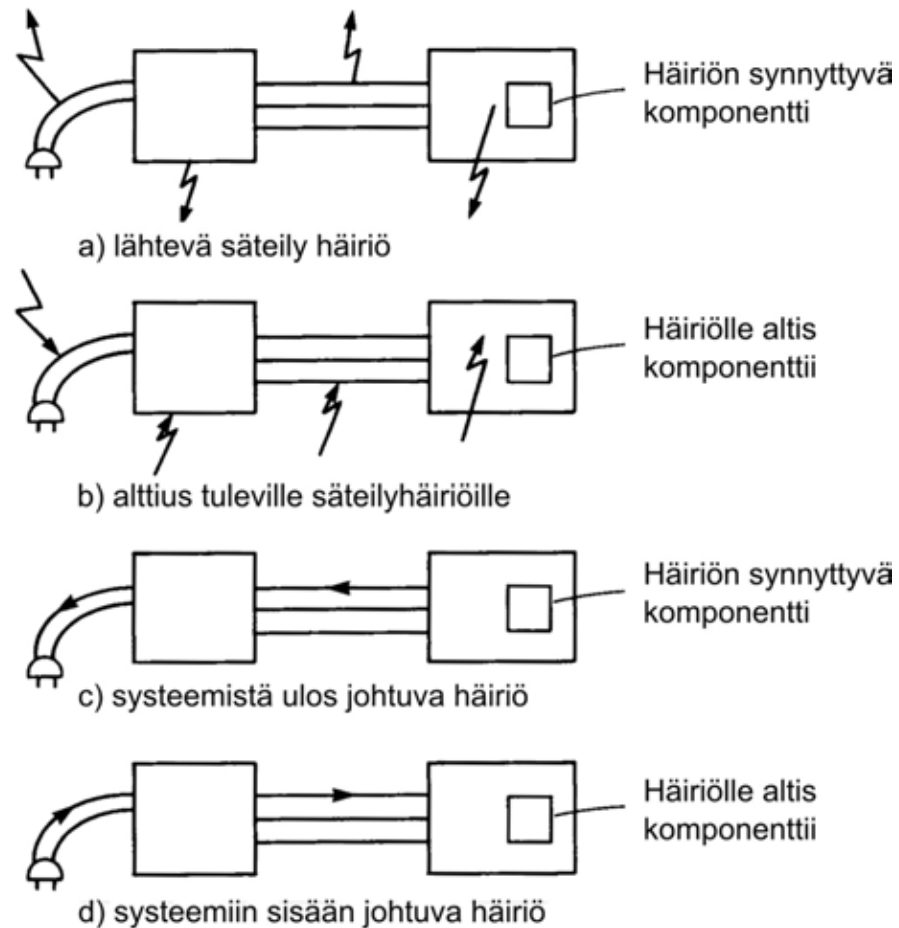
Kuvassa (Kuva 14) on esitetty elektromagneettiseen kytkeytymiseen liittyvät komponentit: lähde, siirtotie ja vastaanotin. Lähde kuvaa sähkömagneettisen energian synnyttävää komponenttia ja siirtotie reittiä, jota pitkin energia siirtyy vastaanottimelle. Sähkömagneettinen energia kytkeytyy kuvan mukaisesti haluttuun kohteeseen eli esimerkiksi keskinäisinduktion kohdalla kahden kelan välillä. Vastaavasti myös sähkömagneettinen häiriö kytkeytyy vastaavalla tavalla eli esimerkiksi lähettävästä kelasta toiseen elektroniikkalaitteeseen. (Paul 1992)



Kuva 14. Elektromagneettisen kytkeytymisen osat (Muokattu lähteestä Paul 1992)

Sähkömagneettiseen yhteensopivuuteen liittyvää ongelmaa voidaan lähteä ratkaisemaan mistä tahansa kytkeytymispolun osasta. Lähettimestä voidaan tehdä tehokkaampi, jos halutaan saada kytkeytyä sähkömagneettista energiaa ja toisaalta tehot-

tomampi jos halutaan vähentää häiriöiden kytkeymistä. Myös siirtotiestä voidaan tehdä joko edullinen tai epäedullinen kytkeytymisen kannalta riippuen siitä, pyritäänkö vähentämään vai lisäämään sähkömagneettista kytkeytymistä. Vastaanotin voidaan samoin tehdä joko alttiiksi sähkömagneettiselle kytkeytymiselle tai pyrkiä vähentämään kytkeytymistä.



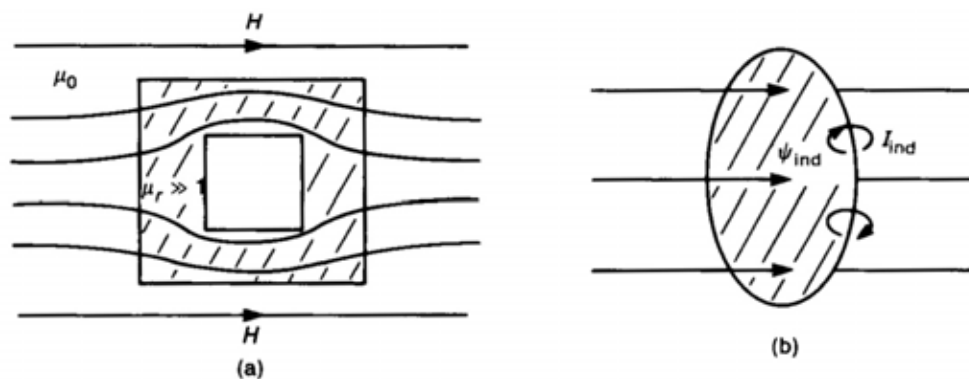
Kuva 15. EMC-ongelmien neljä perustyyppiä (käännetty lähteestä Paul 1992)

Sähkömagneettinen kytkeytyminen voidaan jakaa häiriöiden kytkeytymisen suhteen neljään perustyyppiin, jotka on esitetty kuvassa (Kuva 15). Tyypit a) ja b) voivat siirtyä systeemiin tai systeemistä ulos missä tahansa sen osassa, kun taas tyypit c) ja d) kytkeytyvät järjestelmään ja järjestelmästä ulos aina johtimia pitkin eli esimerkiksi virtalähteestä sähköverkkoon tai sähköverkosta virtalähteeseen. (Paul 1992)

Näistä ongelmien perustyypeistä tärkeimmät hyödynnettäessä magnetostriktiivistä materiaalia raajanpidennyslaitteen voimanlähteenä ovat lähtevä ja toisaalta myös

saapuva sähkömagneettinen säteily. Tämä johtuu energiansiirrossa käytettävistä suurienergisisistä ja matalataajuisista magneettikentistä ja toisaalta magnetostruktiivisen materiaalin herkkyydestä reagoida ulkoiseen kenttään.

Matalataajuisien magneettikenttien aiheuttamia häiriötä vastaan suojautumiseen on käytössä kaksi keinoa. Kentän siirtopolkuun voidaan vaikuttaa käyttämällä korkean permeabiliteetin omaavaa materiaalia tai voidaan käyttää suojattavalla alueella johdinkierrosta, johon sen läpäisevä magneettikenttä indusoi virran, joka taas synnyttää alkuperäisen kentän kanssa vastakkaissuuntaisen kentän. Nämä suojausmenetelmät on esitetty kuvassa (Kuva 16). (Paul 1992)



Kuva 16. Suojautuminen matalataajuisista magneettikenttää vastaan. a) Väliainetta suuremman permeabiliteetin omaava kotelo b) Johdinsilmukan käyttö vastakkaissuuntaisen magneettikentän synnyttämiseen

Käytettäessä suojaukseen korkeapermeabiliteettista ferromagneettista kotelointia tulee ottaa huomioon materiaalin saturoituminen. Kappaleen permeabiliteetti laskee magneettikentän voimakkuuden kasvaessa, kunnes se lopulta saturaatiossa vastaa tyhjiönpermeabiliteettiä ja suoja siis päästää magneettikentän lävitseen.

Saturaation saavuttamisen nopeuteen voidaan vaikuttaa suojan paksuudella. Suojan ollessa paksumpi, magneettivuon tiheys suojassa pysyy matalampana ja näin ollen saturaatio magnetoitumaa ei saavuteta yhtä nopeasti. Tämän voi osoittaa myös matemaattisesti käyttämällä kaavoja 3, 5 ja 7. Yhdistämällä kaavat saadaan magnetoitumalle yhtälö,



$$M = \left( \frac{\mu}{\mu_0} - 1 \right) \frac{\Phi}{A\mu} \quad (10)$$

jossa  $M$  on magnetoituma

$\mu$  on väliaineen permeabiliteetti

$\mu_0$  on tyhjiön permeabiliteetti

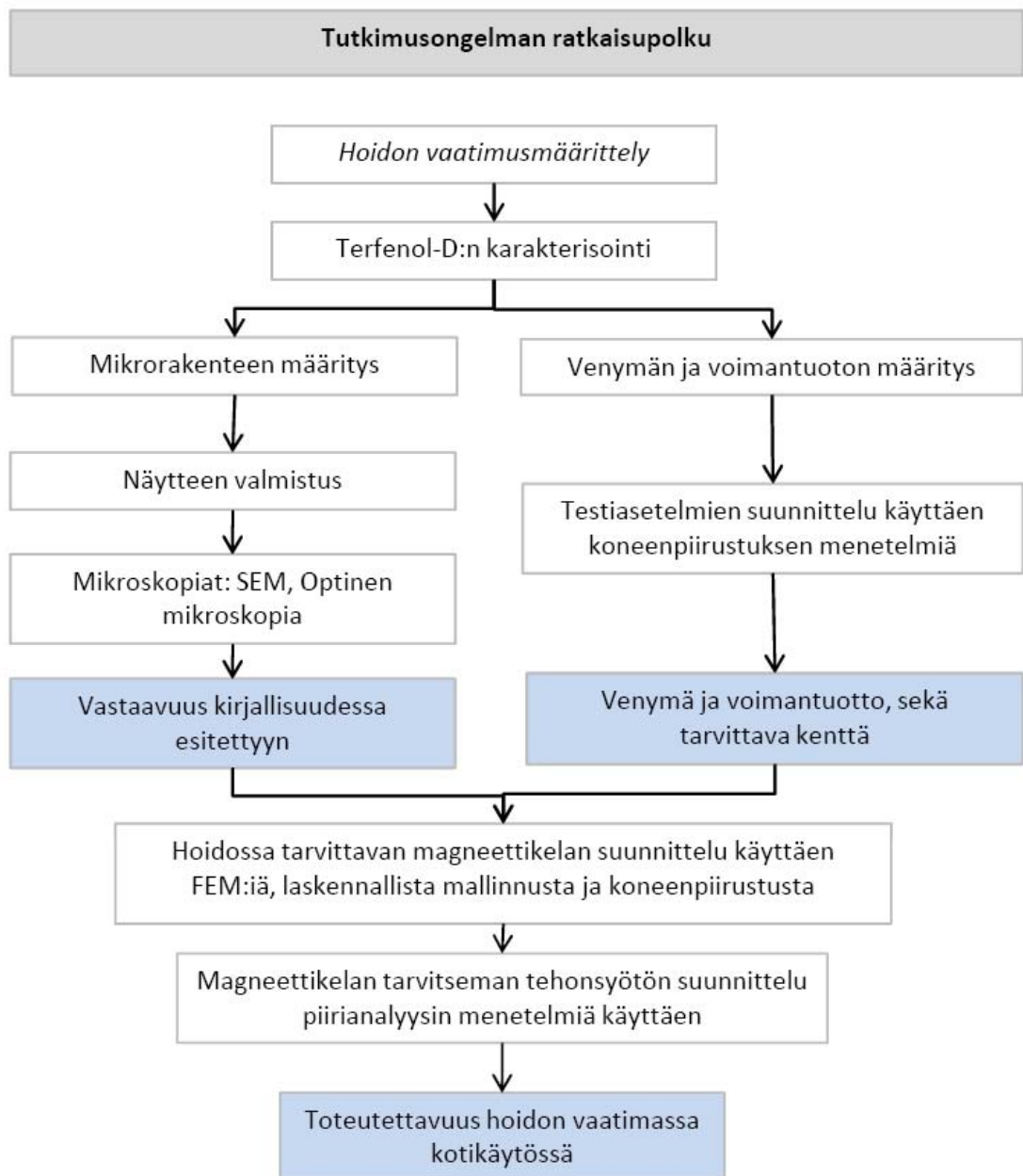
$\Phi$  on magneettivuo

$A$  on magneettivuon kanssa kohtisuoran alan suuruus

Kaavasta 10 nähdään, että magneettivuon suhteen kohtisuorassa olevan alan suuruuden kasvaessa kuoren magnetoituma pienenee ja näin ollen se saavuttaa saturaation hitaammin.

### 3 Kokeellisen osan tutkimuspolku ja menetelmät

Tämän diplomityön kokeellisen osan tavoitteena on selvittää, voidaanko magnetostriktiivista materiaalia käyttää implantoitavan raajanvenytysluodutuslaitteen voimanlähteenä. Tutkimusongelman ratkaisemiseksi noudatetaan kuvan (Kuva 17) mukaista tutkimuspolkua.



Kuva 17. Kokeellisen osan tutkimuspolku. Sinisellä merkatut ruudut kuvaavat tuloksia.

Suunnitteluosiossa käytettyjä menetelmiä ovat matemaattinen mallinnus, joka perustuu sovellettavan fysikaalisen ilmiön järjestelmälliseen tutkimiseen (Pahl & Beitz 1990). Tätä menetelmää käyttäen etsitään optimaalista kelan rakennetta magneettikentän tuottamiseen magnetostriktiiviselle materiaalille.

Matemaattisen mallinnuksen jälkeen käytetty suunnittelu menetelmä on FEM-mallinnus (Finite Element Method), jota käyttäen matemaattisen mallinnuksen tulokset voidaan verifioida ja tehdä lopullinen valinta toteutettavan kelan rakenteesta.

FEM-mallinnus menetelmänä jakautuu kolmeen osaan, jotka ovat ongelman määrittely, ongelman ratkaisu ja tulosten visualisointi analysointi. Ongelman määrittely vaiheessa mallinnusohjelmaan syötetään haluttu geometrinen rakenne, jota halutaan mallintaa. Tässä diplomityössä FEM-mallinnuksessa on käytetty 2-ulotteisia koneenpiirustus ohjelmalla piirrettyjä kelan tasoleikkauksia. Halutun geometrisen rakenteen syöttämisen jälkeen ohjelmaan määritellään raja-ehdot ja fyysiset suuret, kuten virrantiheydet eri kappaleissa sekä materiaalien ominaisuudet. Kun kaikki tämä on tehty, täytyy geometriselle rakenteelle määrittää halutulla tarkkuudella verkko (mesh), jonka puitteissa ongelma ratkaistaan. (Budynas 1999)

Ongelman ratkaisu vaiheessa mallinnusohjelma ratkaisee ongelman määrittely vaiheessa annettujen parametrien avulla. Ohjelma luo tiedostoja, joita käytetään tulosten visualisointiin. Tulosten visualisointi vaiheessa käyttäjä valitsee mitä suureita halutaan visualisoida geometrisen mallin pinnalle. Tässä vaiheessa käyttäjä voi tallentaa haluamiaan kuvaajia ja analysoida näistä esimerkiksi magneettivuontiheyttä kelan eri pisteissä. (Budynas 1999)

Oleellista FEM-mallinnuksen käytössä on tulosten kriittinen analysointi, sillä vääränlainen ongelman määrittely voi johtaa epäpäteviin tuloksiin. (Budynas 1999)

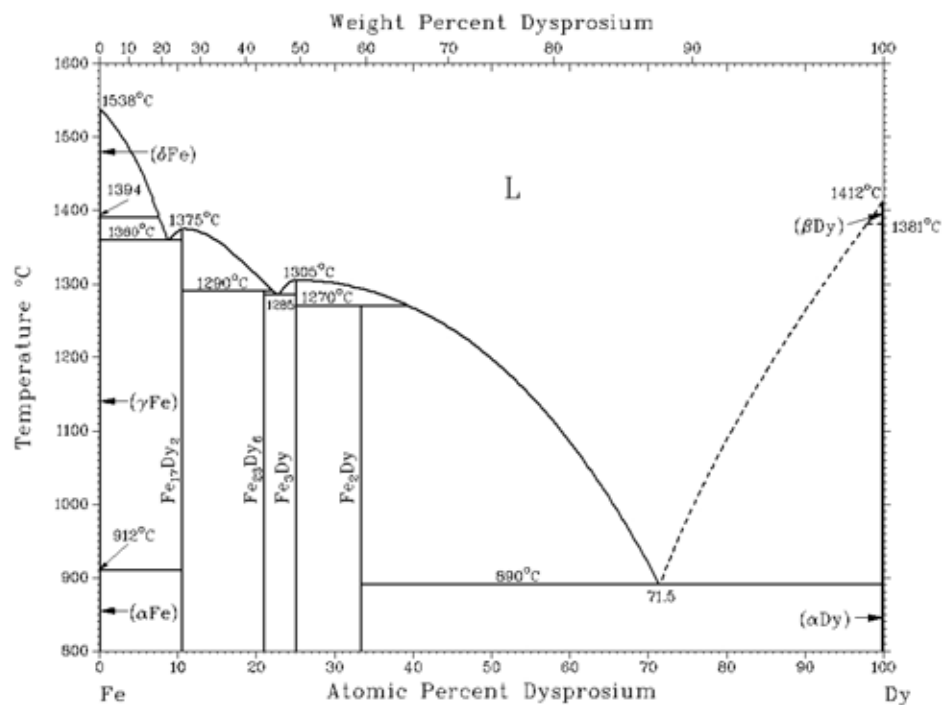
Varsinaisessa kokeita sisältävissä kappaleissa käytetyt tutkimusmenetelmät on esitelty niiden käytön yhteydessä.

## 4 Terfenol-D:n karakterisointi

Terfenol-D:n karakterisaatio osiossa analysoidaan käytettyjen näytekappaleiden mikrorakenne ja verrataan saatuja tuloksia kirjallisuudessa esitettyyn. Mikrorakenteen määrittämisen jälkeen esitellään diplomityössä suunnitellut ja toteutetut testiasetelmat Terfenol-D elementtien voimantuoton ja venymän mittaamiseen eri magneettikentän vuontiheyksillä. Terfenol-D:n venymä ja voimantuottomittausten tulosten perusteella määritetään, minkä kokonainen elementti tarvitaan alaraajojen venytysluodutushoidon toteuttamiseen.

### 4.1 Testikappaleiden mikrorakenteen määrittäminen

Terfenol-D testikappaleiden mikrorakenteen määrittämisen tavoitteena oli selvittää, vastaako saatujen testikappaleiden rakenne kirjallisuudessa esitettyä. Hankittujen Terfenol-D elementtien nimelliskoostumus on  $\text{Tb}_{0.3}\text{Dy}_{0.7}\text{Fe}_{1.92}$  (Etrema Products Inc. 2005) eli niissä pitäisi kirjallisuuskatsauksen perusteella esiintyä maametalli rikkaita eutektisia alueita.



Kuva 18. Dysprosiumin ja raudan välinen binäärinen tasapainopiirros

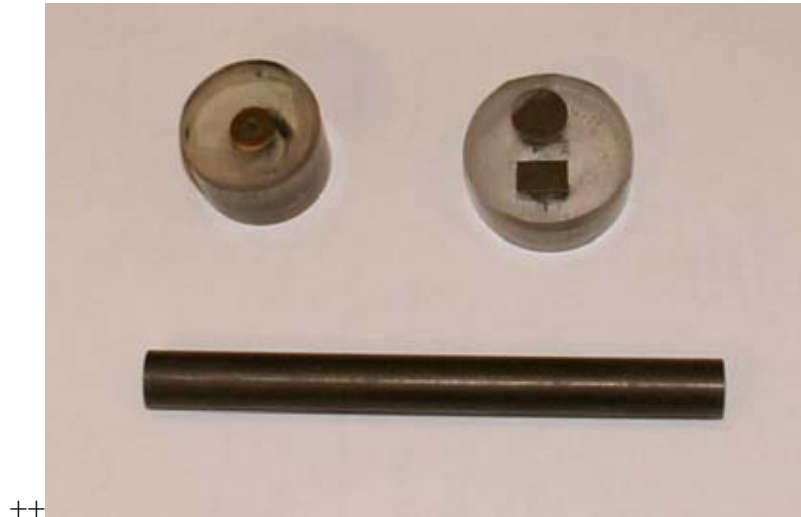
Eutektisten alueiden syntyminen voidaan selittää käyttäen tasapainopiiroksia. Kuvassa (Kuva 18) on esitetty dysprosiumin ja raudan välinen tasapainopiiirros. Terbiumin ja dysprosiumin tasapainopiirokset raudan kanssa ovat lähes identtisiä ja ne liukenevat toisiinsa aukottomasti. Tämän vuoksi ne muodostavat yhdessä raudan kanssa pseudobinaäärisen yhdisteen, jota voidaan tulkita yhden tasapainopiiroksen avulla.

Kuten Terfenol-D:n ominaiskoostumuksesta nähdään, on siinä yksi kolmasosa terbiumin ja dysprosiumin muodostamaa maametalliyhdistettä sekä kaksi kolmasosaa rautaa. Kun tasapainopiiroksessa tullaan alaspäin suoralla, joka on 33 atomi-% dysprosiumia päästään tavoiteltuun koostumukseen  $RFe_2$ . Tultaessa sulan ja kiinteän rajalle lähtee sulan koostumus kuitenkin seuraamaan likvidusta. Tällöin syntyvään yhdisteeseen muodostuu aina myös toista faasia, joka sijaitsee kuvan eutektisessä pisteessä (71,5 atomi-% dysprosiumia). Eutektisten maametallialueiden lisäksi Terfenol-D elementeissä pitäisi kirjallisuuskatsauksen perusteella esiintyä myös kaksos-rajaja.

#### **4.1.1 Menetelmät**

##### **Näytteiden valmistus**

Terfenol-D elementistä valmistettiin poikkileikkaus näytteet sekä tangon akselin suuntaisesti että kohtisuorasti akselia vastaan timattinsahaa käyttäen. Sahauksen jälkeen näytteet valettiin epoksiin hiontaa ja kiillotusta varten. Kuvassa (Kuva 19) näkyy Terfenol-D tanko ja valmistetut näytenapit.



Kuva 19. Terfenol-D tanko ja siitä valmistetut poikkileikkaus näytteet (oikea ylä), vasemmassa yläkulmassa on aikaisemmasta Terfenol-D tankosta valmistettu poikkileikkausnäyte

Valun jälkeen näytenapit hiottiin käyttäen hiontapöytää. Ensimmäinen hionta tehtiin käsin manuaalisella hiontapöydällä. Tästä seuraavat hiontavaiheet tehtiin käyttäen automaattista hiontapöytää, jossa on kontrolloitu hiontapaine. Hionnassa käytettiin hienoimpana paperina 1200 gridin vesihiomapaperia 20 minuutin ajan. Tämän jälkeen käytettiin 9  $\mu\text{m}$  partikkelikoon timanttiliuosta 40 minuutin ajan, 20 minuuttia 40 N puristuksella ja 20 minuuttia 20 N puristuksella. Kiillotuksessa käytettiin 6 ja 3  $\mu\text{m}$  timanttiliuoksia. 6  $\mu\text{m}$  liuoksella näytettä kiillotettiin 20 N paineella 25 minuuttia ja 3  $\mu\text{m}$  liuoksella 15 N paineella 20 minuuttia.

### Mikroskopiat

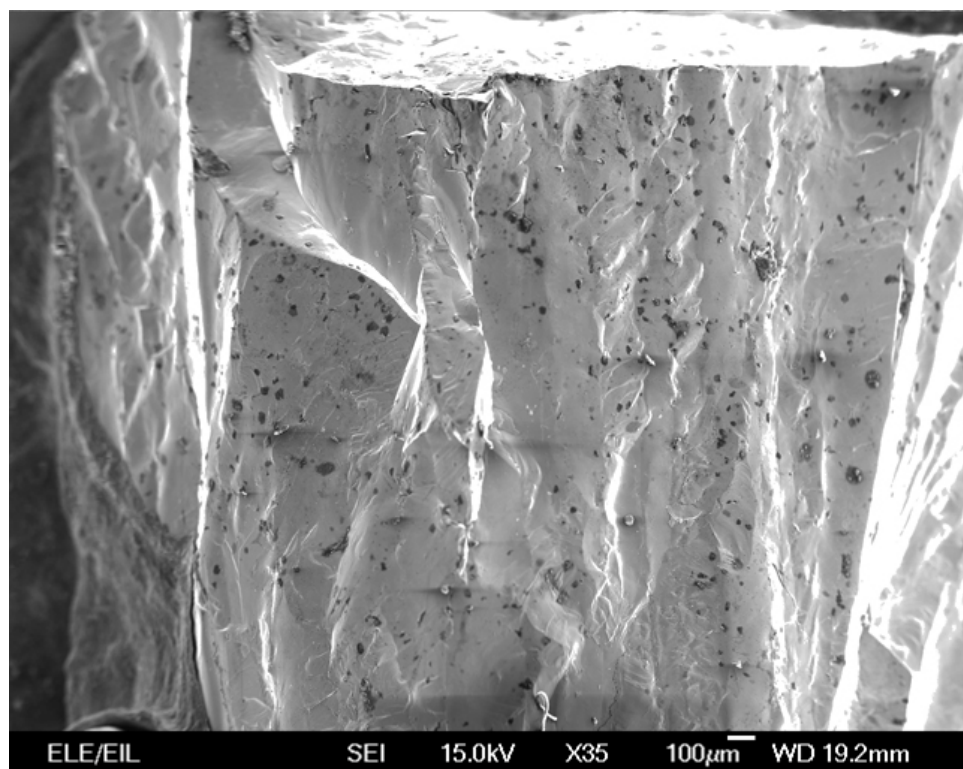
Valmistettujen näytteiden tutkimiseen käytettiin valomikroskooppia, SEM-mikroskooppia ja SEM:in yhteydessä olevaa EDS:sää (Energy-dispersive X-ray spectroscopy). Valomikroskoopin avulla pyrittiin etsimään kaksosrajoja sekä maametallirikkaita alueita.

SEM:illä tutkittiin murtopintaa sekä pyrittiin löytämään maametallirikkaita alueita käyttäen EDS:sää. EDS:ää käytettäessä mikroskoopin elektronisuihku sysää atomin sisemmiltä elektronikuorilta elektronin pois. Tällöin syntyy vakanssi, joka täyttyy ylemmältä elektronikuorelta tulevalla elektronilla, jolloin vapautuu kyseisten elektronikuorien väliselle siirtymälle ominaisen aallonpituuden omaavaa röntgensäteilyä.

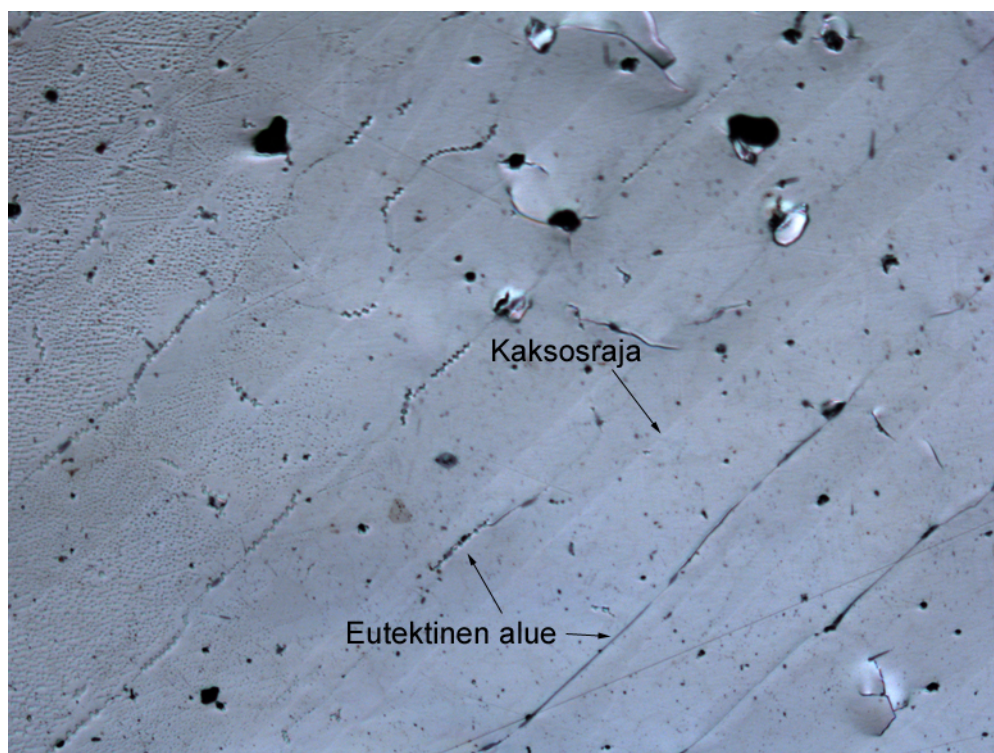
Tämä säteily on karakteristista röntgensäteilyä ja säteilystä muodostuneesta spektristä voidaan päätellä näytteen sisältämät alkuaineet.

#### 4.1.2 Mikrorakenteen määrittämisen tulokset

Kuvassa (Kuva 20) näkyy Terfenol-D elementin murtopinnan elektronimikroskooppikuva. Näyte murtui tutkimuksen yhteydessä siihen kohdistuneen leikkausjännityksen seurauksena. Kuvan murtopinta on tyypillinen haurasmurtuma, jollaisia esiintyy Terfenol-D kappaleissa, joihin on kohdistettu liian suuri leikkausjännitys. Aktuaattorisuunnittelussa tulee minimoida tällaisten leikkausjännitysten syntyminen.



Kuva 20. Terfenol-D näytteen murtopinta tangon akselin suuntaisesti

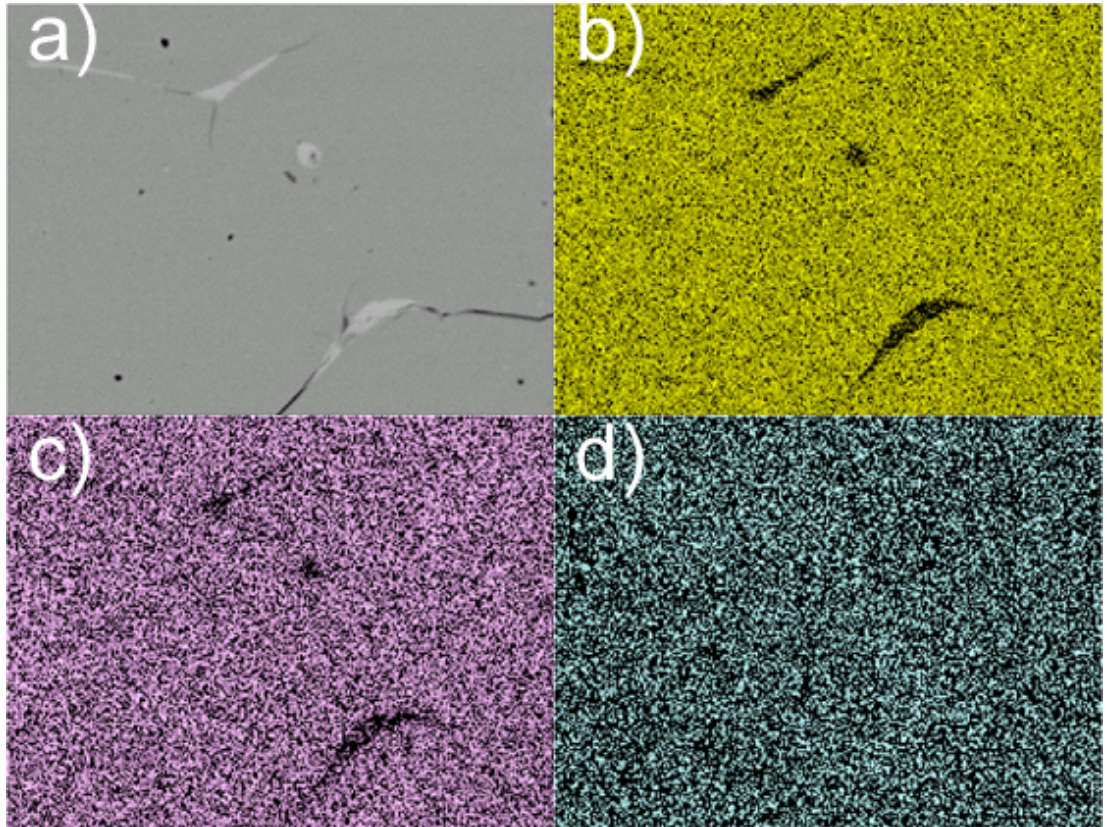


Kuva 21. Terfenol-D elementin poikkaisleikkaus. Tummat alueet ovat eutektista maametallirikasta faasia.

Kuvassa (Kuva 21) näkyy Terfenol-D:n poikkileikkausnäytteen valomikroskooppikuva 50-kertaisella suurennoksella. Poikkileikkaus on tangon akselin kanssa kohtisuoraan eli siten, että tangon pidentymissuunta on näytteen pinnan normaalin suuntainen. Näytteestä voidaan erottaa selvästi eutektiset maametallirikkaat alueet, jotka näkyvät tummina. Eutektisten alueiden välissä voi erottaa kiteytyessä syntyneet kaksosrajat.

Näytteen koostumus tutkittiin myös elektronimikroskoopin EDS-analyysillä. Analyysin lähtökuvana käytettiin takaisinsirontaelektroneista muodostettua kuvaa, jossa raskaampia alkuaineita sisältävät alueet näkyvät kirkkaampina kuin kevyempiä alkuaineita sisältävät alueet. Maametallit taas ovat selvästi rautaa raskaampia ja tämän vuoksi ne näkyvät takaisinsirontakuvassa vaaleampina. Kuvassa (Kuva 22) näkyy EDS-analyysin tulokset sekä alkuperäinen takaisinsirontaelektroneista muodostettu kuva. Vaaleat alueet sisältävät selvästi vähemmän rautaa kuin tummempi alue. EDS-analyysiä käyttäen on vaikea erottaa terbiumia ja dysprosiumia toisistaan, koska niiden lähettämä karakteristinen röntgensäteily on hyvin lähellä toisiaan. Kuvasta voidaan kuitenkin selvästi nähdä, että vaaleat alueet ovat todellakin maametallirikkaita.





Kuva 22. EDS-analyysin tulokset. a) Takaisinsirontaelektroneista muodostettu kuva b) raudan jakaantuminen näytteessä c) dysprosiumin jakaantuminen näytteessä d) terbiumin jakaantuminen näytteessä

Kuvassa näkyvältä vaalealta alueelta ajettiin myös pisteanalyysi käyttäen 12 000x suurennosta. Pisteanalyysin tulokseksi saatiin, että alue sisältää 10 atomi-% rautaa, 43 atomi-% terbiumia ja 47 atomi-% dysprosiumia. Pisteanalyysi tukee myös oletusta, että vaaleat alueet ovat maametallirikkaita eutektisia alueita. Tummemman bulkkirakenteen koostumukseksi saatiin viiva-analyysillä 66 atomi-% rautaa, 24 atomi-% dysprosiumia ja 10 atomi-% terbiumia. Voidaan siis todeta Terfenol-D näytteiden koostumuksen ja rakenteen vastaavan hyvin kirjallisuudessa esitettyä.

## 4.2 Venymän ja voimantuoton mittaus

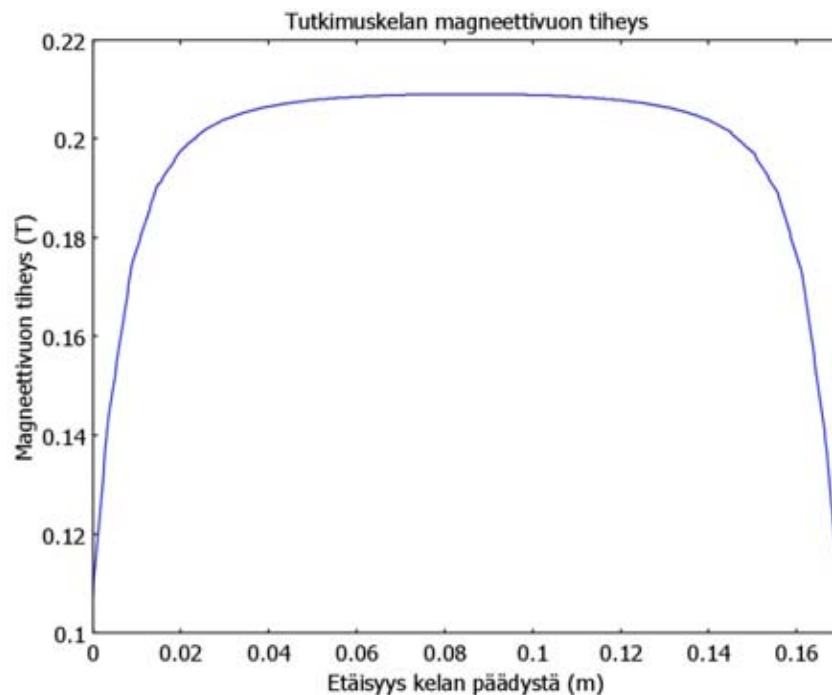
### 4.2.1 Testausasetelmat

Terfenol-D:n venymän ja voimantuoton karakterisoinnissa käytettiin sitä varten suunniteltua kela. Kelasta saatava teoreettinen magneettikentän vuontiheys kelan keskiakselilla on esitetty kuvassa (Kuva 23).

Kuten kuvasta nähdään, kelalla saadaan aikaiseksi noin 10 cm pitkä homogeenisen kentän alue, jonka kentänvoimakkuus on korkeimmillaan hieman yli 200 mT. Tarkemmin kelan suunnittelemiseen perehdytään kotihoitolaitteen kelan suunnittelun yhteydessä.

Kelan maksimivirta on 6 ampeeria, jolloin tarvittava käyttöjännite on noin 131 voltia. Maksimitehoksi tulee siis 786 wattia. Johtuen kelan pienestä massasta ja suuresta tehosta, lämpenee se ilman jäähdytystä erittäin nopeasti. Tämän vuoksi kelaan suunniteltiin vesijäähdytys, jota käytettiin esijännitys – venymä mittauksia tehtäessä. Kelan eristeen pettäminen mittausten jälkeen johti siihen, että kela meni oikosulkuun ja se jouduttiin lähettämään korjattavaksi.

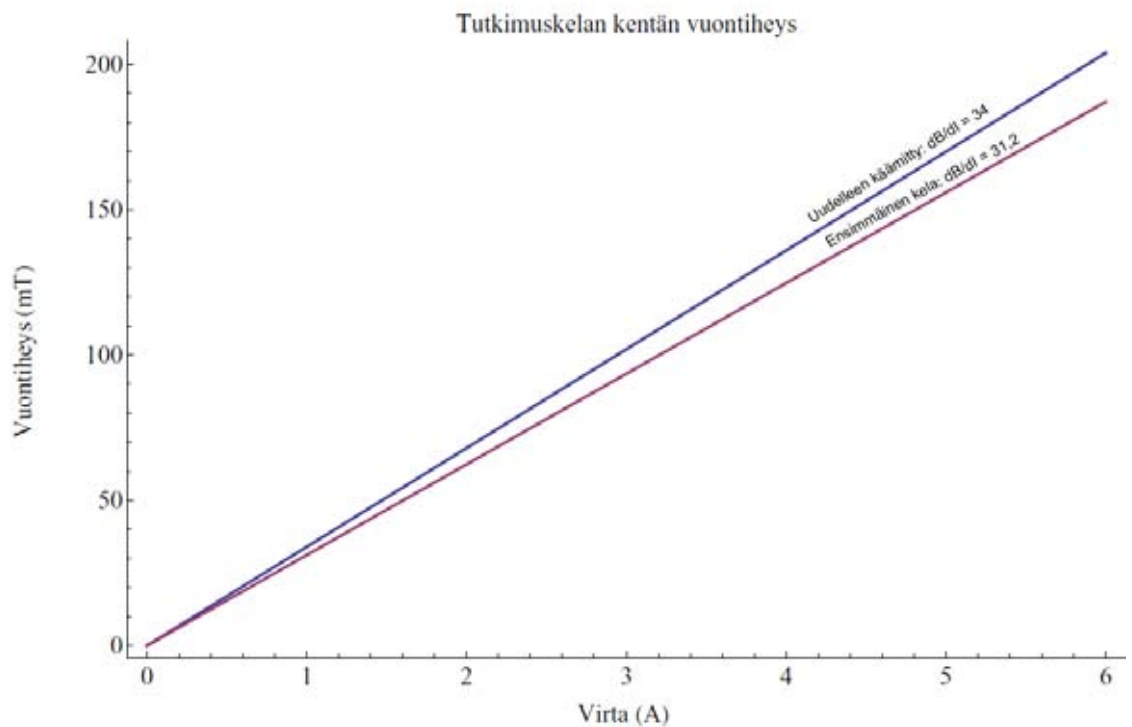
FEM-mallin pohjalta toteutetun kelan magneettikentän vuontiheys todennettiin mittaamalla se teslametrillä. Vuontiheyden maksimiarvot eri virroilla kelan keskipisteessä ensimmäisellä ja uudelleen käämityllä kelalla on esitetty kuvassa (Kuva 24). Korjatussa kelassa on todennäköisesti hieman enemmän kierroksia kuin alkuperäisessä kelassa ja tämän vuoksi sillä saavutettu vuontiheys on hieman suurempi.



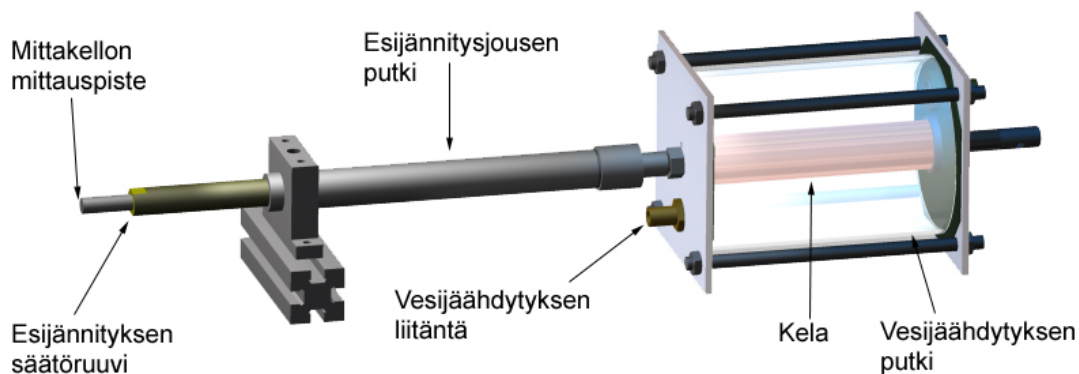
Kuva 23. Terfenol-D:n tutkimuskelan magneettikentän vuontiheys kelan keskiakselilla 6 ampeerin virralla

Kuten kuvasta (Kuva 24) nähdään, saavutettiin ensimmäisen kääminnän jälkeen kelalla 31,2 mT kenttä ampeeria kohti. Vastaava arvo uudelleen käämityllä kelalla on 34 mT/A.

Terfenol-D:n venymää ja voimantuottoa mitattiin kahdella eri, tässä diplomityössä kehitetyllä, mittaasetelmalla. Toisella asetelmalla mitattiin venymä ja voimantuotto pienillä ja keskisuurilla esijännityksillä. Tämä asetelma soveltui jatkuvaan mittaukseen, koska siinä hyödynnettiin kelan vesijäähdytystä. Esijännityksen tuottamiseen käytettiin suuren jousivakion omaavaa puristusjousta ja Terfenol-D:n venymää mitattiin jousen läpi ulostyöntyvistä mittaussauvasta käyttäen mittakelloa. Testiasetelma on kuvattu kuvassa (Kuva 25).

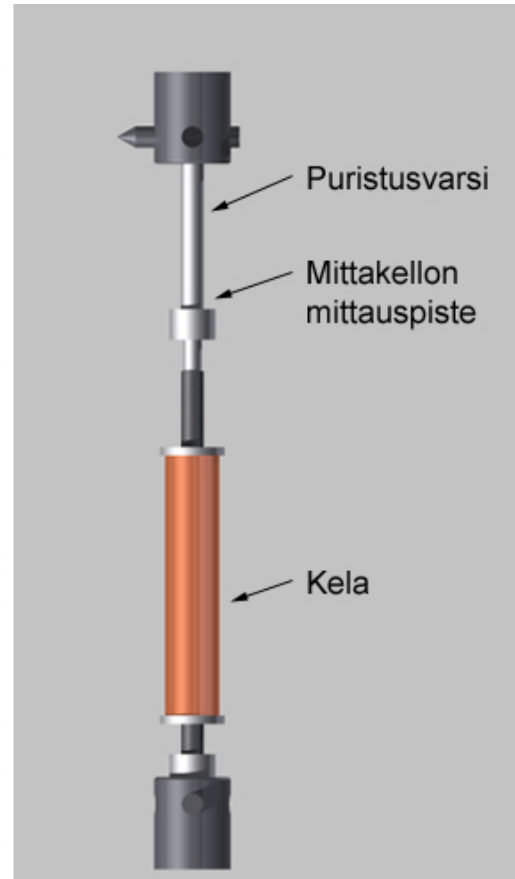
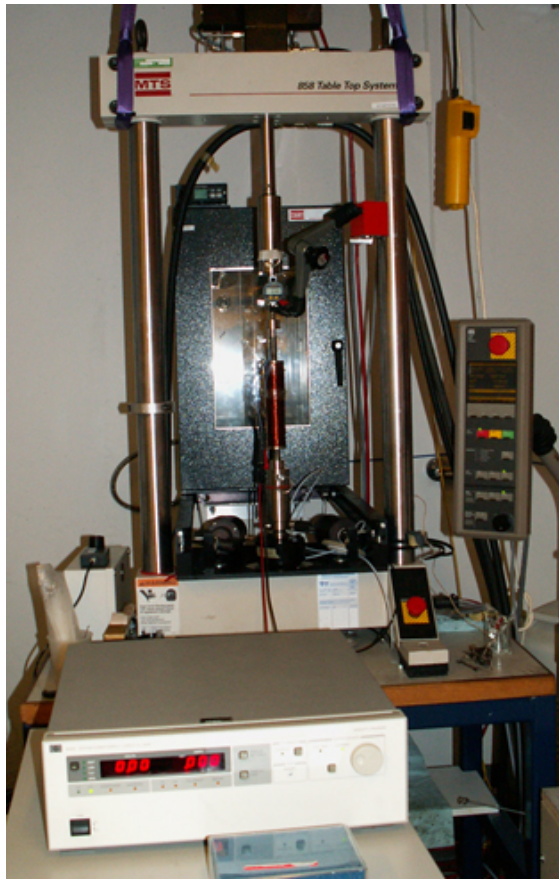


Kuva 24. Tutkimuskelan kentän vuontiheys virran funktiona. Punaisella ensimmäinen kela, sinisellä kela uudelleen kääminnän jälkeen



Kuva 25. 3D-malli Terfenol-D:n venymän ja voimantuoton mittausasetelmästä

Elektroniikan laitoksen MTS 858 Table Top System – vetokonetta käyttäen mitattiin Terfenol-D:n venymää erisuuruisia voimia vastaan vakio magneettivuon tiheydellä. Tehtaässä mittauksia vetokoneella, ei käytetty kelan vesijäähdytystä, jotta pystyttiin takaamaan kelan säilyminen ehjänä mittausten ajan, mahdollisen uudelleen kääminässä tehdyn eristysvirheen vuoksi. Koska vesijäähdytystä ei käytetty, oli mahdollista tehdä vain rajattu määrä mittauksia. Tämä johtui kelan voimakkaasta lämpenemisestä mikä aiheutti sen, että mittauspisteitä voitiin ottaa vain noin puolen tunnin välein kelan jäähtyessä mittausten välillä. Vetokoneessa käytetty testiasetus on esitetty kuvassa (Kuva 26).

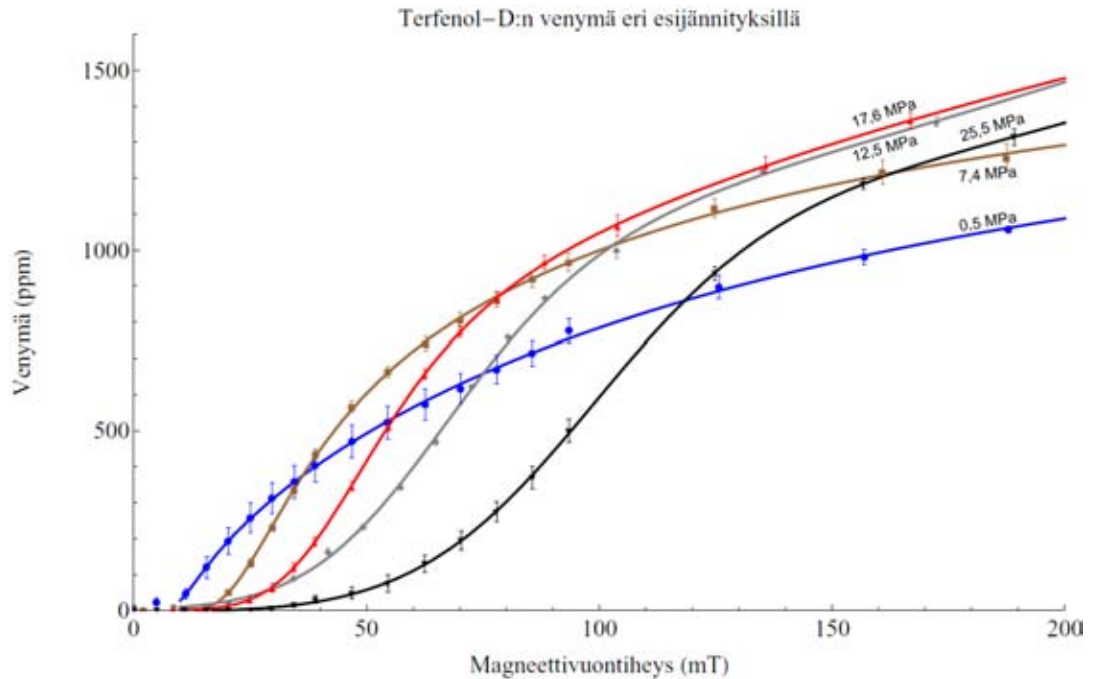


Kuva 26. Vetokoneessa käytetty Terfenol-D testiasetelma. Vasemmalla testiasetelma valmiina paikoillaan, oikealla testiasetelman 3D-malli

#### 4.2.2 Terfenol-D venymä ja voimamittauksen tulokset

Kuvassa (Kuva 27) on esitetty Terfenol-D:n venymä eri esijännityksillä ja kentän voimakkuuksilla, käytettäessä mittauksessa kuvassa (Kuva 25) esitettyä mittausasetelmaa. Kuvassa esitetyt käyrät on saatu kolmen mittauksen keskiarvona, poislukien mustalla esitetty 25,5 MPa:n käyrä, joka on kahden mittauksen keskiarvo. Tämä johtui jo aiemmin mainitusta kelan hajoamisesta, jonka vuoksi mittausarvoja tälle esijännitykselle saatiin kaksi. Pisteet ovat mittausarvojen keskiarvoja ja niiden virherajat on määritetty keskiarvon keskivirheenä. Pisteille sovitettua käyrä on muodostettu pienimmän neliösumman menetelmää käyttäen sovittamalla pistejoukko kolmannen asteen murtofunktiioon Mathematicaa apuna käyttäen.





Kuva 27. Terfenol-D:n venymä eri esijännityksillä ja kentänvoimakkuuksilla. Mittausasetelma kuvan (Kuva 25) mukainen.

Kuten kuvaajasta nähdään, ovat Terfenol-D:n venymämittauksen virheet pääosin suurempia pienillä esijännityksillä. Tämän voi olettaa johtuvan Villairin ilmiöstä, jonka mukaisesti magnetostriktiiviseen kappaleeseen kohdistettu ulkoinen jännitys muuttaa sen magnetoitumaa. Magnetoituma ja sen muuttuminen taas on riippuvainen kappaleen magneettisesta historiasta, mistä johtuen mitä enemmän magnetoitumaa muutetaan käyttäen ulkoista jännitystä, sitä samankaltaisempi on lähtötilanne ennen mittauksen aloitusta. Pienemmillä esijännityksillä esiintyvien virheiden pienentäminen olisi ollut mahdollista joko puristamalla näytettä voimakkaasti kasaan mittaus-sarjojen välillä tai magnetoiden kappaleet niiden pituusakselin suuntaan kohtisuoralla kentällä ennen mittauksia. Käytetty mittausasetelma ei kuitenkaan tarjonnut mahdollisuutta helpolle kasaan puristukselle mittauksen välillä eikä käytettävissä ollut kela, jolla kappaleen magnetoiminen pituusakselin suhteen kohtisuoraan olisi onnistunut.

Kuvaajasta nähdään myös kuinka Villairin ilmiö vaikuttaa siten, että tiettyyn pisteeseen asti kappaleen venymä kasvaa siihen kohdistetun esijännityksen kasvaessa. Tämä johtuu Villairin ilmiön aiheuttamasta muutoksesta magnetoitumassa ja siten kappaleen energiatilassa, joka mahdollistaa suuremman energiamäärän siirtymisen magneettisesta systeemistä elastiseen magnetoelastisenvuorovaikutuksen kautta.

Pienellä esijännityksellä (sininen käyrä) magnetostriktio on hyvin vähäistä eikä käyrä noudata tunnettua magnetostriktio jakautumista kolmeen eri alueeseen. Esijännityksen kasvaessa käyrä muuttuu aiemmin teoreettisen taustan yhteydessä esitetyn kuvan (Kuva 5) mukaiseksi. Lisäksi esijännityksen kasvun seurauksena voimakkaan magnetostriktio alueen kulmakerroin pienenee ja sen alkamispiste siirtyy suuremmille kentän voimakkuuksille. Esijännityksen ollessa 17,6 MPa (punainen käyrä) tai sen alle näyttää yli kaksi kolmasosaa magnetostriktiosta kuitenkin tapahtuvan jo alle 100 mT:n kentällä. 25,5 MPa:n (musta käyrä) kentällä vaaditaan jo 150 mT:n kenttä.

17,6 MPa:n esijännitys käyrän sovitettu murtofunkio on muotoa,

$$\varepsilon = \frac{732,292x^3 - 18761,5x^2 + 159628x + 47616,7}{0,201674x^3 + 71,0888x^2 - 6026,78x + 225360} \quad (11)$$

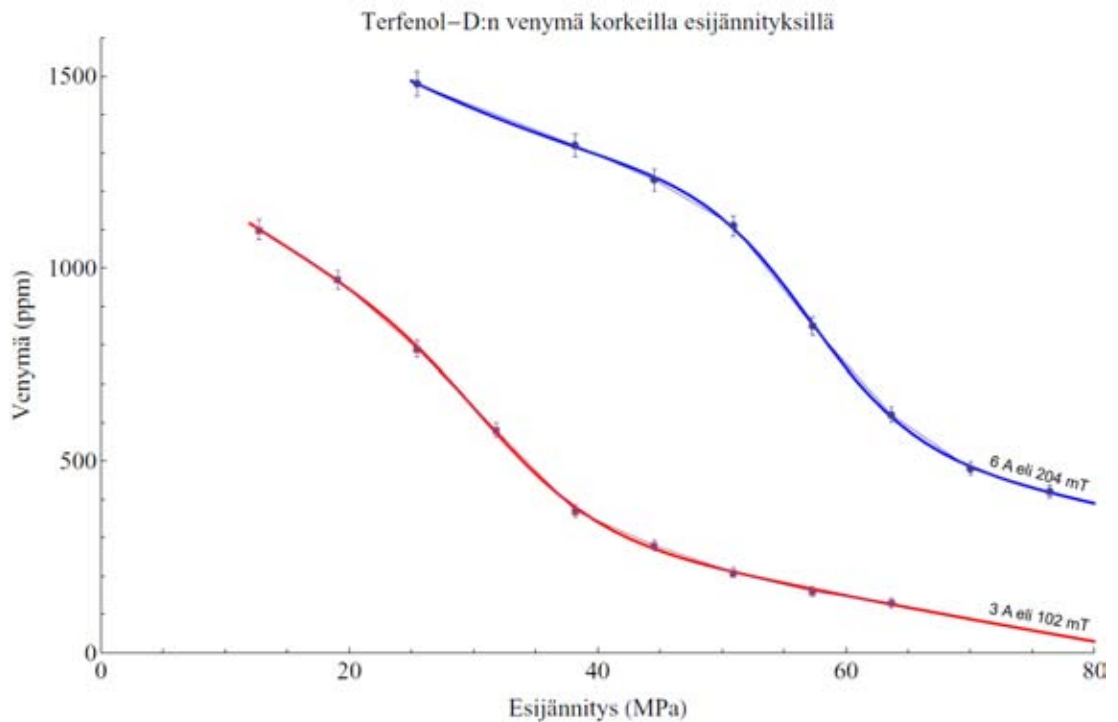
jossa  $\varepsilon$  on venymä miljoonasosina (ppm)

$x$  on magneettikentän vuontiheys millitesloina

25,5 MPa:n esijännityksen sovitettu murtofunkio taas on muotoa,

$$\varepsilon = \frac{0,875685x^3 + 89,2448x^2 - 1541,65x - 3811,54}{-0,00139183x^3 + 1,03608x^2 - 164,738x + 10219} \quad (12)$$

Yhtälöt 11 ja 12 eivät kuvaa todellista teoreettista magnetostriktiivistä venymää vaan ne ovat pistejoukkoon pienimmän neliösumman menetelmää käyttäen tehtyjä soviteita. Tämän vuoksi yhtälöt ovat voimassa ainoastaan mittausalueella ja sen välittömässä läheisyydessä. Ne ovat kuitenkin suunnittelun kannalta hyödyllisiä, sillä niiden avulla voidaan laskea likiarvo venymän arvolle tietyllä kentän voimakkuudella välillä 10-200 mT.



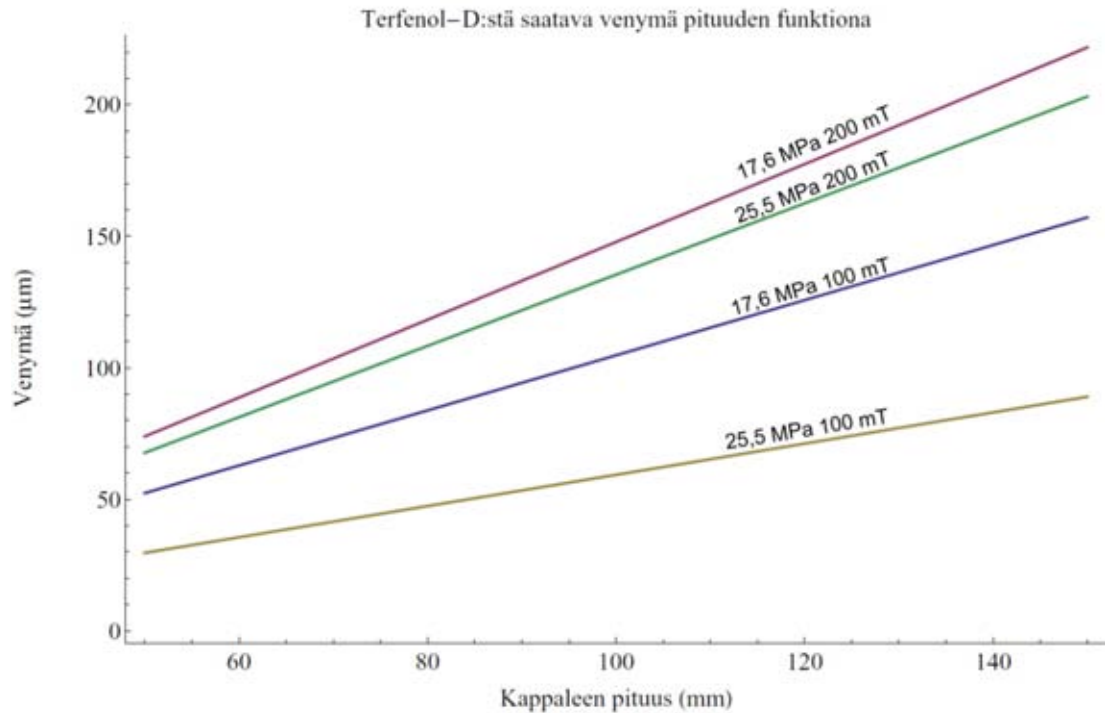
Kuva 28. Terfenol-D:n venymä korkeilla esijännityksillä ja vakiokentillä käytettäessä vetokoneeseen suunniteltua mittausasetelmaa (ks. Kuva 26)

Kuvassa (Kuva 28) on esitetty vetokoneessa tutkittu Terfenol-D:n venymä korkeilla esijännityksillä käyttäen kahta eri kentänvoimakkuutta. Kuvaajan virherajat tulevat suoraan mittakellon lukematarkkuudesta. Tämän lisäksi virherajaan sisältyy testiase- telmassa esiintynyt ongelma, minkä vuoksi mittakello jouduttiin asettamaan noin kymmenen asteen kulmaan pinnan normaalin sijasta. Tämä aiheuttaa noin parin pro- sentin luokkaa olevan virheen lukemavirheen lisäksi. Esijännityksen tapauksessa vir- herajaa ei ole merkitty näkyviin, koska se on vetokoneen tarkkuuden vuoksi ( $\pm 1$  N) merkityksetön. Muilta osin mittautuloksia voidaan pitää luotettavina, sillä veto- konetta käytettiin mittauksia tehdessä sille sopivalla voima-alueella (2000-7000 N) ja mittausasetelma oli laitteessa kokoajan puristusjännityksessä. Tällöin mittausasetel- man mahdolliset välykset eivät pääse vääristämään tuloksia.

Kuvaajan käyrien voidaan huomata olevan muodoltaan hyvin samankaltaisia kuvan (Kuva 27) kuvaajien kanssa. Tietyllä esijännitysalueella venymä putoaa nopeasti, kunnes muutos hidastuu ja muuttuu lähes lineaariseksi. Kuten kuvaajasta nähdään 204 milliteslan kenttää käytettäessä venymän nopea pieneneminen alkaa vasta 45 MPa:n kohdalla, kun se 102 milliteslalla alkaa jo ennen 20 MPa:n esijännitystä. Käy-



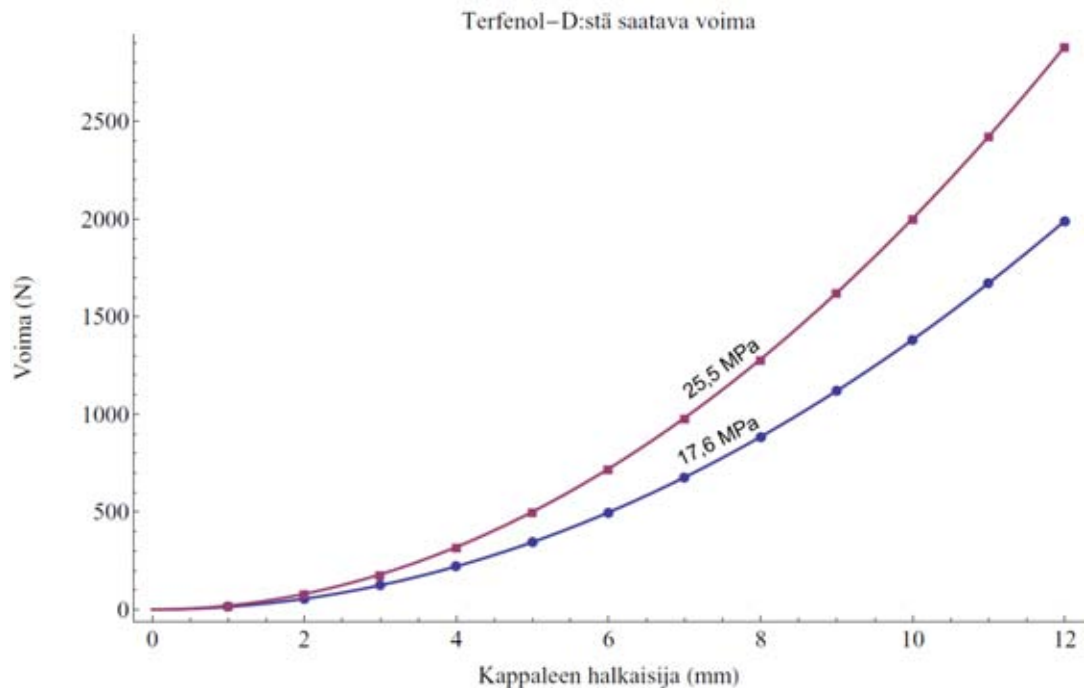
tettäessä suurempaa kenttää on siis mahdollista käyttää pienempää Terfenol-D elementtiä. Alle 1000 ppm:n arvoihin venymässä mennään 102 milliteslan kentällä 20 MPa:n arvolla kun 204 milliteslan kentällä tarvitaan yli 50 MPa:n painetta venymän painamiseksi alle 1000 ppm:n.



Kuva 29. Terfenol-D:stä saatava venymä eri pituisilla kappaleilla edellä esitettyjen mittaustulosten perusteella laskettuna.

Kuvassa (Kuva 29) on esitetty Terfenol-D:n venymä eri kentillä ja vastustavilla voimilla. Käyrät on laskettu käyttäen edellä esitettyjä venymän sovitteita 11 ja 12. Käytettäessä Terfenol-D:tä venytysluodutuslaitteen voimanlähteenä on kappaleen pituus merkittävä tekijä, sillä mitä lyhyempi kappale on, sitä enemmän laitteeseen mahtuu muita komponentteja tai sitä lyhyempi pidennettävästä luuydinnaulasta voidaan tehdä. Toisaalta mitä suurempi on Terfenol-D:stä saatava venymä, sitä helpompaa on materiaalin venymän eteneväksi liikkeeksi muuttavan koneiston suunnittelu. Mikäli rajoitetaan Terfenol-D elementin pituudeksi 12 senttimetriä ja halutaan koneiston suunnittelun helpottamiseksi vähintään 100 μm venymä, voidaan Terfenol-D:hen kohdistaa vain 17,6 MPa:n paine käytettäessä 100 mT:n kenttää. Käytettäessä 200 mT:n kenttää voidaan sallia 25,6 MPa:n puristus ja tällöin päästään 100 mikrometrin venymään jo noin 70 millimetriä pitkällä elementillä.

Kuvassa (Kuva 54) on esitetty Terfenol-D:n tuottama voima kahdella jännityksen arvolla, jotka vaikuttivat mittausten perusteella lupaavimmilta. Kirjallisuuskatsauksen perusteella tiedetään, että noin 800 N voimantuotolla voidaan hoitaa suurin osa venytysludutuspotilaista, mutta kaikkien potilaiden hoitamiseen tarvitaan noin 1400 - 2000 N.



Kuva 30. Terfenol-D:stä saatava voimantuotto eri halkaisijoilla 25,5 MPa:n ja 17,6 MPa:n jännityksellä

100 milliteslan magneettivuon tiheydellä tarvitaan kuvan perusteella noin 7 mm halkaisijaltaan oleva elementti 800 newtonin voimantuoton saavuttamiseksi. Vastaavasti 2000 newtonin voimantuottoon vaadittaisiin 100 milliteslan kentällä noin 12 millimetriä halkaisijaltaan oleva elementti. Mikäli voidaan tuottaa 200 milliteslan kenttä, saavutetaan 800 newtonin voimantuotto jo 5,5 millimetrin elementillä ja 2000 newtonin voimantuotto hieman alle 10 millimetrin halkaisijalla.

Terfenol-D:n venymämittauksissa saadut tulokset vastaavat hyvin aiemmin kirjallisuudessa esitettyjä tietoja. Zhao ym. (2003) saivat 15 MPa:n esijännitykselle hyvin samankaltaisia tuloksia kuin diplomityössä esitetty (ks. Kuva 5 ja Kuva 27). Materiaalin valmistaja ilmoittaa tuotteen datalehdessä tyypillisesti saataviksi venymän ar-

voiksi hyvin samanlaisia lukemia. Diplomityössä saatuja venymämittausten tuloksia voidaan siis pitää luotettavina ja ne vastaavat hyvin kirjallisuudessa esitettyä.

## 5 Magneettikentän muodostavan laitteiston suunnittelu

Magneettikentän muodostavan laitteiston suunnittelu osiossa suunnitellaan magnetostriktiivisen materiaalin käytön kotihoidossa mahdollistava magneettikela. Magneettikelan suunnittelussa lähdetään liikkeelle kelan maksimivirran määräyksestä sekä selvitetään, minkälainen kerrosmäärä kelaan on järkevää käämiä. Kaapelin maksimivirralla määritetään sen lämpenemiseen perustuvat yhtälöt. Kelan paras kerrosmäärä määritetään matemaattisesti optimoimalla kelan painon kasvunopeutta kelan kentän suhteelliseen kasvunopeuteen. Lopullinen kerrosmäärä määritetään käyttäen FEM-mallinnuksella saatuja tuloksia. Lisäksi suunnitellaan kelalle sähkömagneettista yhteensopivuutta parantava ferromagneettinen suojakuori.

Kelan suunnittelun jälkeen suunnitellaan sen tarvitsema tehonsyöttö käyttäen verkkovirralla toimivia virtalähteitä. Tämän lisäksi käsitellään tehonlähteen toteuttaminen käyttäen laitteistoon integroitavaa energiavarastoa perustuen kondesaattoreihin ja akkuihin. Toteutettavan tehonlähteen valinnan jälkeen suunnitellaan ohjauselektronikka, jolla kelan tehonsyöttöä voidaan ohjata ja näin synnyttää magnetostriktiivisen materiaalin vaatima kentän muutosprofiili.

### 5.1 Kelan suunnittelu

#### 5.1.1 Kelan suunnittelun lähtökohdat

Kelan suunnittelun lähtökohtana oli Terfenol-D:n pidentymiseen tarvittava magneettivuon tiheys. Järkevään 1000 – 1500 ppm:n pidentymiseen tarvittavaksi kentäksi havaittiin materiaalin karakterisaation kohdalla vastustavasta voimasta riippuen noin 100 – 200 milliteslaa. Hoidon vaatimusmäärittelyn perusteella suurin osa potilastapauksista voidaan hoitaa jo 100 mT:n kentällä.

Toinen lähtökohta oli tarvittava kelan koko. Mahdollisuuksien mukaan laitteen kelaa tulee pystyä käyttämään sekä säärien että reisien pidennyshoidossa. Iso halkaisija helpottaa myös jalan pujottamista kelan läpi. Tämän vuoksi kelan tulee olla halkaisijaltaan riittävän iso. Kelan pituus taas vaikuttaa homogeenisen kentän pituuteen. Mitä pidempi kela, sitä suuremmalta matkalta saavutetaan homogeeninen kenttä.

Toisaalta kelan pituuden kasvaminen vaikeuttaa jalan saamista kelan sisään, koska jalkaterää joudutaan tällöin pitämään pitempään taivutettuna pujotettaessa jalkaa ke-  
laan. Näistä syistä johtuen päädyttiin kelassa halkaisijan osalta 25 senttimetriin ja  
pituudessa 18 senttimetriin. Kelan suunnittelu osiossa esitetyt kuvaajat on laskettu  
käyttäen näitä arvoja.

### 5.1.2 Käämintälangan maksimivirran määrittäminen

Kuten kelan magneettivuon tiheyden kaavasta 4 nähdään, määräytyy kelan magneet-  
tivuon tiheys kierrosmäärän ja kelassa kulkevan virran funktiona kelan pituuden ol-  
lessa vakio. Käämintälangassa kulkevan virran taas määrää siihen syötettävä teho ja  
käytetyn käämintälangan paksuus.

Kirjallisuudesta löytyy useita erilaisia maksimivirran arvoja tietyille kaapelin pak-  
suuksille. Nämä virran arvot on kuitenkin useimmiten määritetty perustuen siihen,  
mikä on suurin sallittu jännitepudotus tietyllä kaapelinpituudella. Tällaiset maksimi-  
virran arvot eivät sovellu käytettäväksi kotihoitolaitteen kelan suunnittelussa, sillä  
kelassa kulkee virtaa vain lyhyitä aikoja kerrallaan. Tällaisessa tapauksessa tärkein  
yksittäinen tekijä, joka määrää suurimman käytettävän virran eri paksuisilla kaape-  
leilla on kaapelin lämpeneminen. Kaapelin lämpeneminen johtaa lopulta kaapelin  
sulamiseen, mikäli lämpöä ei saada johdettua kaapelista pois. Sulamista tärkeämpi  
tekijä on kuitenkin käämintälangoissa käytettyjen eristeiden lämpötilan kesto, joka  
on valmistajalta saatujen tietojen mukaan 120 – 180 °C välissä riippuen käytettävästä  
eristelaadusta. Hitsausvirralla tarkoitetaan sellaista virtaa, jolla kaapeli sulaa ennalta  
määrätyssä ajassa. Kirjallisuudesta löytyy kuparikaapelin hitsausvirralle kaava (Fink  
& Beaty 2006),

$$I = A \sqrt{\frac{\log\left(\frac{T_m - T_a}{234 + T_a} + 1\right)}{33t}} \quad (13)$$

jossa  $I$  on hitsausvirta ampeereina

$A$  on pinta-ala circular milseinä

$T_m$  on kuparin sulamispiste celsiusasteina

$T_a$  on ympäristön lämpötila celsiusasteina

$t$  on kuormitusaika sekunteina

Toinen mahdollinen lähestymistapa on laskea kaapelin maksimivirta lähtien suoraan kuparin lämpenemisestä. Kaikki kuparikaapelin vastuksesta aiheutuva tehonkulutus muuttuu lämmöksi ja olettaessa, että lämpöä ei johdu pois kaapelista voidaan sen olettaa lämmittävän kaapelia. Lämpötilanmuutokseen kuluva energia voidaan laskea kaavasta,

$$Q = cm\Delta T = c\pi r_l^2 l p \Delta T \quad (14)$$

jossa  $Q$  on lämpömäärä jouleina

$c$  on kuparin lämpökapasiteetti

$r_l$  on käämintälangan säde

$l$  on langan pituus

$p$  on kuparin tiheys

$\Delta T$  on lämpötilanmuutos

Kaapelin resistanssin määrää kaapelin pituus ja poikkipinta-ala ja se voidaan laskea kaavasta (Fink & Beaty 2006),

$$R = \frac{\rho l}{A} \quad (15)$$

jossa  $\rho$  on kuparin resistiivisyys ohmeina metriä kohti

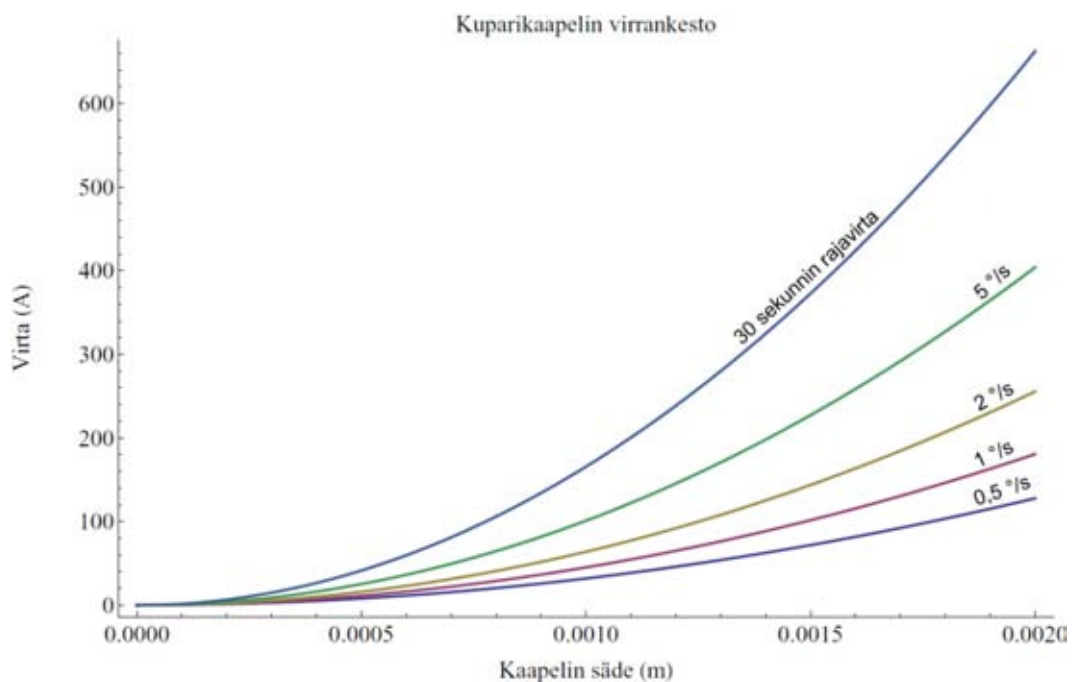
$l$  on kaapelin pituus metreinä

$A$  on kaapelin poikkipinta-ala neliömetreinä

Kun tiedetään, että kaapelissa kuluva teho riippuu resistanssista ja tehon tekemä työ suoraan ajasta, voidaan kaava 15 sijoittaa näihin kaavoihin ja edelleen merkata tämä työ lämmitystyöksi kaavaan 14, saadaan maksimivirrälle lämpenemisen funktiona kaava,

$$I = \pi r_l^2 \sqrt{\frac{cp\Delta T}{\rho}} \quad (16)$$

Yhtälöstä 16 voidaan laskea sallittuja kuparikaapelin kuormitusvirtoja lämpenemisnopeuden ja kaapelin paksuuden funktiona. Kuparikaapelin hitsausvirran ja eri lämpenemisnopeuden tuottavien sallittujen maksimivirtojen arvoja kaapelin paksuuden funktiona on esitetty kuvassa (Kuva 31).



Kuva 31. Kuparikaapelin virrankesto sallittaessa erilaisia lämpenemisnopeuksia, sekä 30 sekunnin kuormituksen hitsausvirta

Laskettaessa kaavasta 16 sallittua virranarvoa, ei siihen syötetty lämpenemisnopeus ole voimassa muulloin kuin aivan kuormituksen alussa. Tämä johtuu resistanssin lämpötilariippuvuudesta eli siitä, että kaapelin resistanssi alkaa kasvaa lämpötilan kohotessa, mikä johtaa tehonkulutuksen kasvuun. Kuluva teho taas lämmittää kaapelia kuten aiemmin todettiin. Todellisuudessa tehonkulutus kasvaa vain jos kelan tehonlähde on virtaohjattu, eli virransyöttö pidetään vakiona. Jos kela taas ohjataan jänniteohjatusti eli vakiojännitteellä vaikuttaa kelan resistanssin kasvu lämpötilan suhteen kelassa kulkevaan virtaan. Kuvan käyriltä saadaan kuitenkin hyvä arvio siitä, millä virralla kannattaa laskea tarkempia arvioita.

Resistanssin lämpötilariippuvuutta kuvaa yhtälö (Fink & Beaty 2006),

$$R_{T_2} = R_{T_1}(1 + \alpha_{T_1}(T_2 - T_1)) \quad (17)$$

jossa  $R_{T_2}$  on resistanssi lämpötilassa  $T_2$

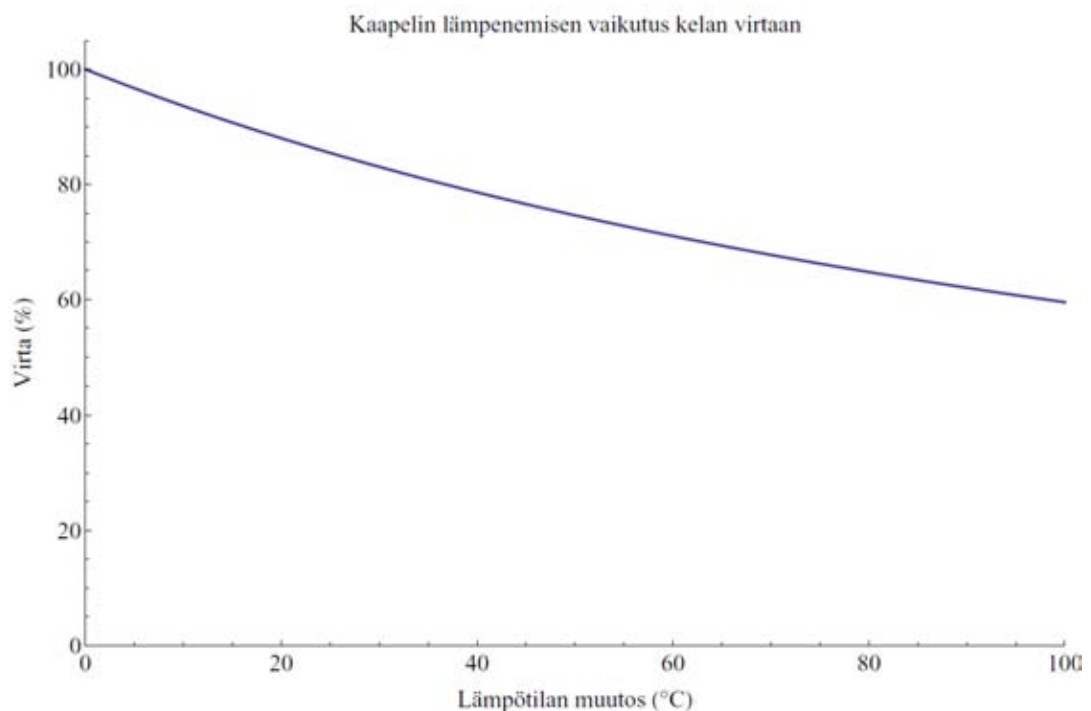
$\alpha_{T_1}$  on resistiivisyyden lämpötilakerroin lämpötilassa  $T_1$

$R_{T_1}$  on resistanssi lämpötilassa  $T_1$

$T_1$  on lämpötila alussa

$T_2$  on lämpötila lopussa

Resistiivisyyden lämpötilakerroin voidaan olettaa lineaariseksi kelan suunnittelun kannalta mielenkiintoisella lämpötila-alueella (20 - 180 celsiusastetta), vaikka todellisuudessa suurella lämpötila-alueella kerroin ei ole lineaarinen. Käyttäen resistanssin lämpötilariippuvuuden kaavaa voidaan laskea kaapelin lämpenemisestä aiheutuva muutos kelassa kulkevassa virrassa käytettäessä jänniteohjattua tehonsyöttöä (Kuva 32).



Kuva 32. Kelan käämintälangan lämpenemisen vaikutus siinä kulkevaan virtaan käytettäessä jänniteohjattua tehonsyöttöä



Käyttämällä resistiivisyyden kaavaa 15 ja resistiivisyyden lämpötilariippuvuuden kaavaa 17 sekä tehon ja työn välistä yhteyttä voidaan kaapelin todellisille lämpenemiselle eri virroilla johtaa kaava,

$$\Delta T = - \frac{\Delta t \left( \frac{\rho}{\pi r_l^2} \right) I^2}{\alpha_{T1} \Delta t \left( \frac{\rho}{\pi r_l^2} \right) I^2 - c \pi r_l^2 p} \quad (18)$$

Kuvassa (Kuva 33) on esitetty kaavasta 18 laskettuja lämpenemiskäyriä halkaisijaltaan 2,5 millimetrin kuparikaapelille. Kuvaaja sisältää myös katkoviivoilla tyypillisiä käämintälangoissa käytettyjä emalieristeiden maksimikäyttölämpötiloja. Kaava 18 ei ota huomioon lämpötilanjohtumista kelasta pois ja kelan lankojen välillä. Tästä johtuen sen antamat arvot sisältävät hieman turvamarginaalia. Käytettäessä magneettikelaa kotihoidossa lämmönjohtuminen ulos kelasta on koteloinnista johtuen hyvin vähäistä, joten virran arvoihin tulee vielä lisätä ylimääräinen turvamarginaali.

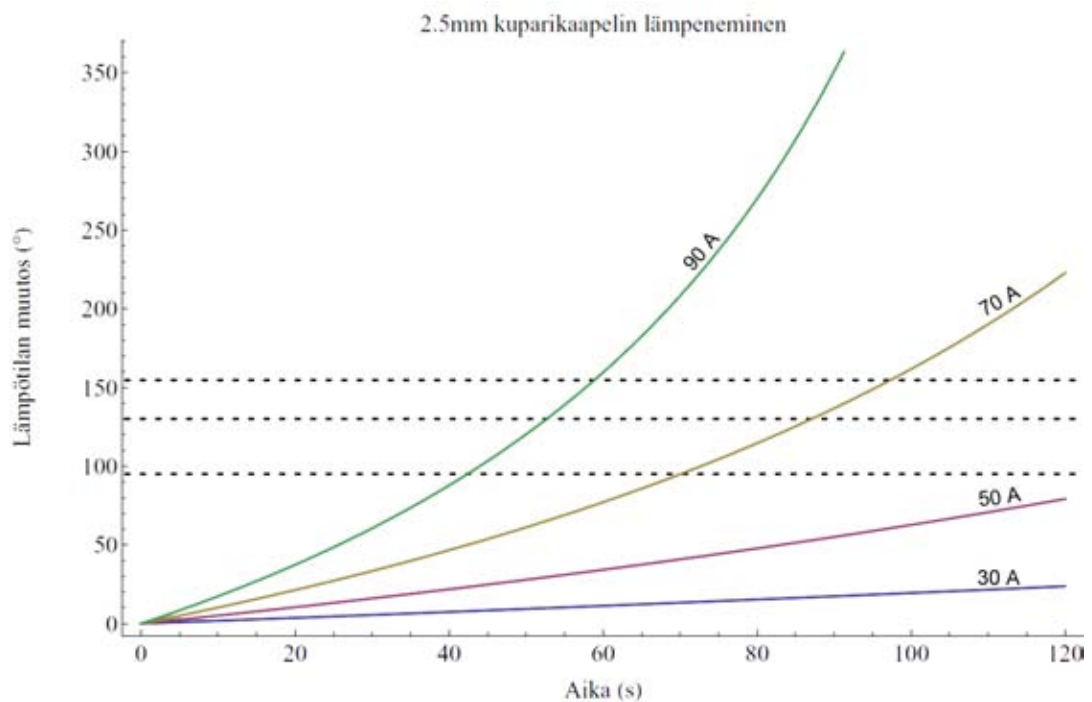
Kuten aiemmin todettiin, kelan magneettikentän määrää pääasiallisesti siinä kulkeva virta ja kierrosmäärä. Kierrosmäärän ja virran välistä yhteyttä voidaan kuvata virrantiheydellä. Virran tiheys kertoo kelan kupariosan läpi kulkevan virran suuruuden pinta-alayksikköä kohden. Se on siis määritelty kelan tapauksessa seuraavasti,

$$J = \frac{I}{A} = \frac{nI}{A} \quad (19)$$

jossa  $J$  on virrantiheys

$I$  on virta

$A$  on virran kohtisuoraan lävistämä pinta-ala



Kuva 33. 2,5 mm kuparikaapelin todellinen lämpeneminen kuormitettaessa sitä eri virroilla, katkoviivat kuvaavat tyypillisiä eristeen hajoamislämpötiloja (oletettaessa lähtötilanteen lämpötilaksi 25° C)

Toisaalta virran lävistämä pinta-ala ja pinta-alan lävistävä kierrosten määrä määräytyvät suoraan käämintäkaapelin ja kelan pituuden funktiona seuraavasti,

$$\frac{n}{A} = \frac{\frac{l_k}{2r_l}}{2r_l l_k} = \frac{1}{4r_l^2} \quad (20)$$

jossa  $l_k$  on kelan pituus

$r_l$  on kelan käämintälangan paksuus

Kun kierrosmäärää pinta-alaa kohden kuvaava yhtälö 20 ja kaapelin virtaa kuvaava yhtälö 16 sijoitetaan kelan virrantiheyttä kuvaavaan yhtälöön 19, huomataan, että käämintälangan paksuudella ei ole merkitystä laskettaessa virrantiheyttä, silloin kun käämintälangan maksimivirta on määritetty sen lämpenemisen funktiona. Kaapelin paksuus tosin vaikuttaa siihen, että yhtä suureen kokonaisvirrantiheyteen päästään paksummalla kaapelilla pienemmällä kerrosmäärällä. Kotihoitolaitteen magneettikelan käämintälangaksi valittiin 2,5 mm kuparilanka. Tämän paksuinen lanka valittiin,

koska se on mekaanisesti kestävä ja toisaalta ei vielä niin paksua, että kelan käämintä olisi muodostunut ongelmaksi.

### 5.1.3 Kelan kerrosmäärän vaikutus

Kelan pituuden ollessa ennalta määrätty sisältää jokainen kelan kerros yhtä suuren määrän kierroksia. Magneettivuon tiheys taas määräytyy kelan kierrosmäärän ja virran funktiona, kuten kelan magneettivuontiheyden yhtälöstä (yhtälö 4) nähdään. Tämän vuoksi laskennallisesti jokainen kelan kerros lisää magneettivuontiheyttä yhtä paljon. Todellisuudessa tämä ei aivan pidä paikkaansa johtuen siitä, että käämintälangan siirtyessä kauemmaksi kelan keskipisteestä sen vaikutus kelan keskiakselin kenttään hieman heikkenee. FEM-mallinnusten perusteella tällä ei kuitenkaan juuri ole merkitystä. Täten kerrosten lisäämisen seurauksena kentän suhteellinen muutos noudattaa lukusarjaa,

$$dB = 1, \frac{1}{2}, \frac{1}{3} \dots \frac{1}{n} \quad (21)$$

Kerrosmäärän lisäämisen vaikutus kentänvoimakkuuteen on esitetty kuvassa (Kuva 34). Kuten kuvasta nähdään, ei kelan kerrosmäärän kasvattaminen 10 – 13 kerroksen jälkeen enää suhteellisesti juurikaan vaikuta kentän vuontiheyteen. Toisaalta kun ke- laan lisätään kerroksia painaa jokainen kelan kerros edellistä enemmän. Tämä johtuu siitä, että jokainen kelan kerros on edeltävää kauempana kelan keskustasta ja näin ollen kerroksen langanpituus on suurempi. Langanpituuden suhteellinen kasvaminen taas johtaa myös siihen, että jokainen kelan kerros vaatii enemmän tehoa, mikäli ha- lutaan säilyttää virrantiheys samalla tasolla. Kelan kierrosten pakkautuminen ja kier- rosten säteen laskeminen on esitetty liitteessä B. Kelan langanpituuden kaava on,

$$l_l = 2\pi \frac{2r_k + 2r_l + (n-1)r_l\sqrt{3}}{2} \frac{l}{2(r_l + r_e)} n \quad (22)$$

jossa  $n$  on kerrosmäärä

$r_k$  on kelan sisäsäde

$r_l$  on käämintälangan säde

$r_e$  on käämintälangan eristeen säde

$l$  on kelan pituus

Käyttämällä kelan langanpituuden kaavaa 22 voidaan kelan massa laskea, kun tiedetään kelan pituus ja sen sisäsäde sekä käämintälangan mitat. Kelan massaksi saadaan,

$$\begin{aligned} m &= 2\pi \frac{2r_k + 2r_l + (n-1)r_l\sqrt{3}}{2} \frac{l}{2(r_l + r_e)} n\pi r_l^2 p \\ &= \frac{1}{2 + 2r_e} r_l l n p \pi^2 (2r_l + r_l(n-1)\sqrt{3} + 2r_k) \end{aligned} \quad (23)$$

jossa  $n$  on kerrosmäärä

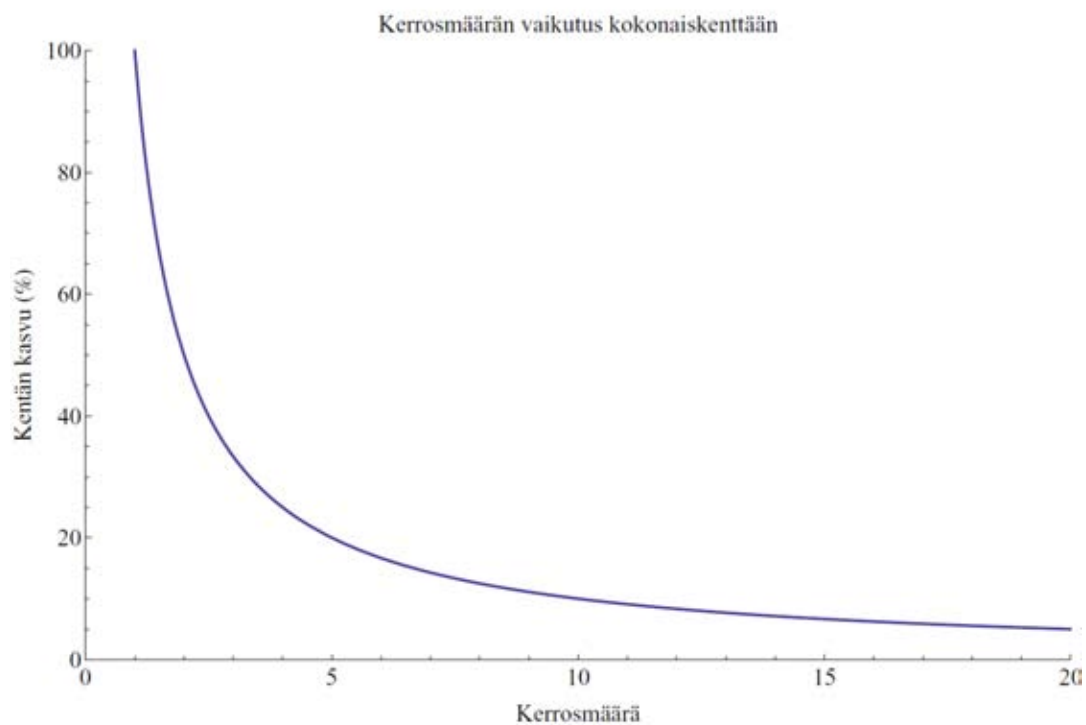
$r_k$  on kelan sisäsäde

$r_l$  on käämintälangan säde

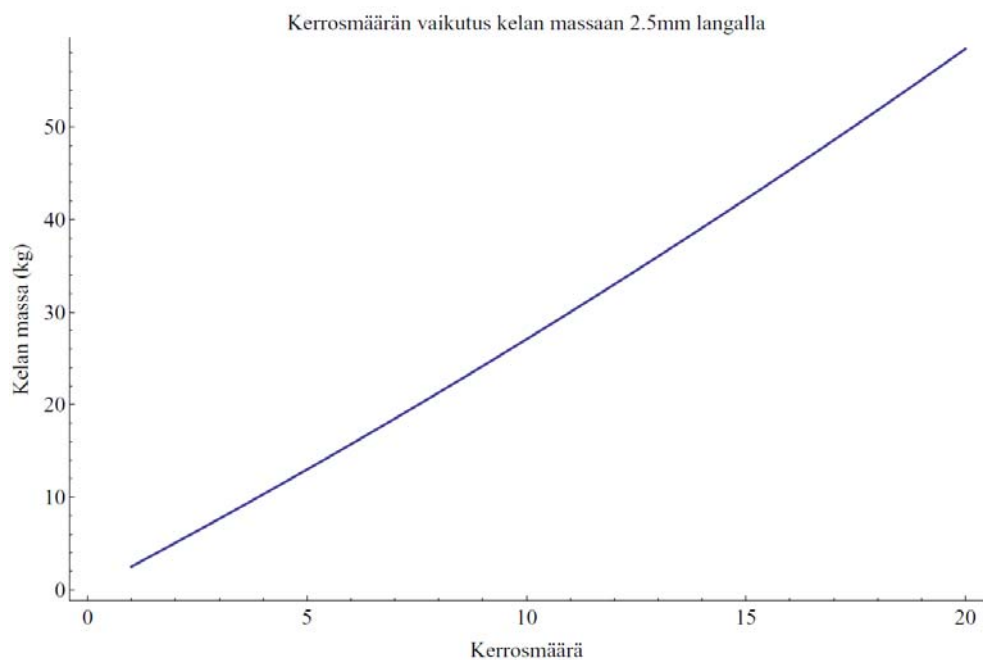
$r_e$  on käämintälangan eristeen säde

$p$  on käämintälangan tiheys

Kerrosmäärän vaikutus kelan painoon on esitetty kuvassa (Kuva 35). Kuten kuvasta nähdään, jokainen kerros lisää kelan painoa edeltävää enemmän. Painon kasvunopeuden muutos on lineaarinen, joten kerrosmäärään suhteutettu painon minimi on yhden kerroksen kela. Täten siis kerrosmäärä täytyy aina määrätä tarvittavan kentän ja suurimman sallitun kelan painon mukaan.

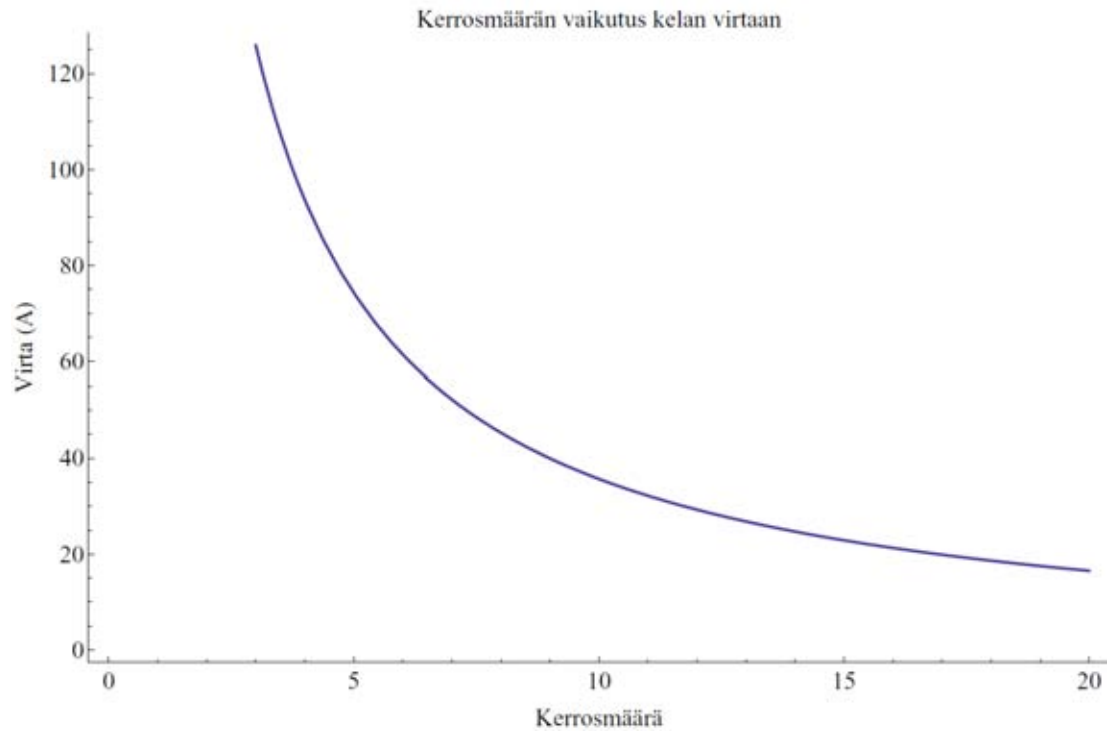


Kuva 34. Kerrosmäärän kasvattamisen suhteellinen vaikutus kelan kentänvoimakkuuteen



Kuva 35. Kerrosmäärän vaikutus kelan painoon käytettäessä 2,5 mm käämintälankaa

Kerros määrä vaikuttaa luonnollisesti myös kelan resistanssiin samalla tavoin kuin kelan painoon, eli jokainen kerros lisää resistanssia edellistä enemmän. Riippuen syötetäänkö kelaa jännite- vai virtaohjatusti, vaikuttaa resistanssin kasvu joko kelan vaatimaan tehoon tai kelassa kulkevaan virtaan (Kuva 36) ja tätä kautta virrantiheyteen ja saatavaan magneettivuon tiheyteen.



Kuva 36. Kerros määrän vaikutus kelassa kulkevaan virtaan syötettäessä kelaa vakiojännitteellä käämintälangan halkaisijan ollessa 2,5 mm

Kerros määrän vaikutuksen kuvaajien perusteella kotihoitolaitteen kelan kerros määräksi valittiin alustavasti 8 – 12 kerrosta. Tätä suuremmilla kerros määrillä suhteellinen muutos magneettikentän vuontiheydessä (Kuva 34) on mitätön verrattuna kelan painon kasvuun (Kuva 35). Lisäksi kelan käämintälangan paino, joka vastaa valtaosaa kelan kokonaispainosta, on vielä alle 40 kg:n ja täten soveltuva kotioiloissa käytettäväksi ja sen liikuttaminen ei ole vielä suhteettoman hankalaa. Lopullinen päätös kerros määrästä tehtiin FEM-mallinnuksen perusteella.

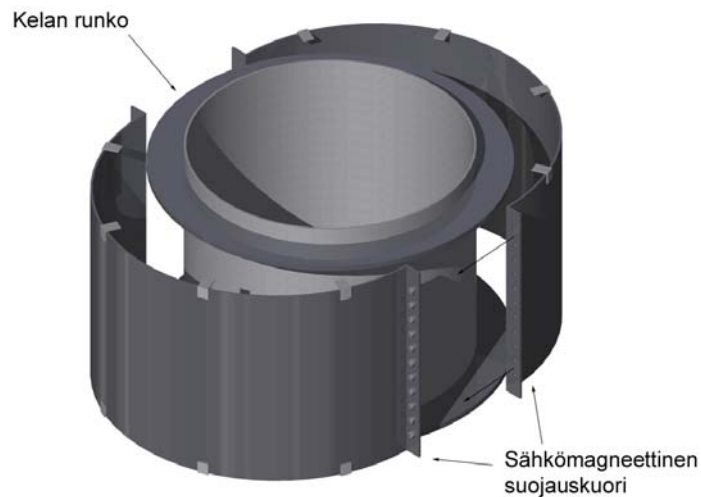
#### 5.1.4 Kelan sähkömagneettinen suojaus ja FEM-mallinnus

Kotihoitolaitteen kelan sähkömagneettisen suojauksen tarkoituksena on vähentää magneettikentän aiheuttamaa hajakenttää ja täten haittavaikutuksia käyttöympäris-

tössä. Kuten kirjallisuuskatsauksessa esitettiin, voidaan sähkömagneettisen häiriön kytkeytymiseen vaikuttaa pienentämällä häiriön aiheuttavan laitteen kenttää, vaikuttamalla häiriöstä kärsivän laitteen alttiuteen häiriöille tai vaikuttaa siirtotiehen, jonka kautta häiriö kytkeytyy. Kotihoitolaitteen kelan tapauksessa ainoaksi vaihtoehdoksi jää vaikuttaa siirtotiehen, koska magneettikenttää ei voida pienentää johtuen magnetstriktiivisen materiaalin vaatimasta kentästä. Magneettikentän tuottavan laitteiston käyttöympäristönä taas on potilaan koti, josta löytyy monenlaisia elektronisia laitteita, joista kaikkia ei välttämättä ole suojattu riittävän hyvin sähkömagneettisilta häiriöiltä.

Siirtotiehen voidaan vaikuttaa pyrkimällä ohjaamaan magneettivuo kulkemaan haluttua reittiä. Hoitokäyttöön soveltuvan magneettikelan tapauksessa halutaan, että magneettivuo kulkee kelan läpi ja leviää kelan päistä mahdollisimman vähän. Tähän tavoitteeseen päästään koteloimalla kelan runko ferromagneettisella korkean permeabiliteetin omaavalla materiaalilla. Tällöin magneettivuo pyrkii kulkemaan tämän materiaalin kautta, jolloin hajakenttä pienenee. Hajakentän pienenemisen lisäksi magnetoituva kelan ulkokuori vahvistaa kelan magneettikenttää.

Kelan käämintärunko ja sähkömagneettisia häiriöitä vähentävä suojakuori näkyvät kuvassa (Kuva 37). Suojakuori koostuu kahdesta osasta, jotka kiinnitetään toisiinsa pulttiliitoksella. Suojakuoren ulkopinnassa olevat neliönmuotoiset kiinnikkeet estävät kuorta liikkumasta kelan akselin suuntaisesti. Suojakuoren materiaaliksi valittiin ferromagneettinen rauta, jonka permeabiliteetti on riittävä ohjaamaan magneettikenttä pois ilman sijasta suojakuoreen ja näin vähentämään hajakenttää. Suojakuoren paksuus määritettiin FEM-mallinnuksen avulla.



Kuva 37. Kelan rungon ja sähkömagneettisen suojauskuoren 3D-malli

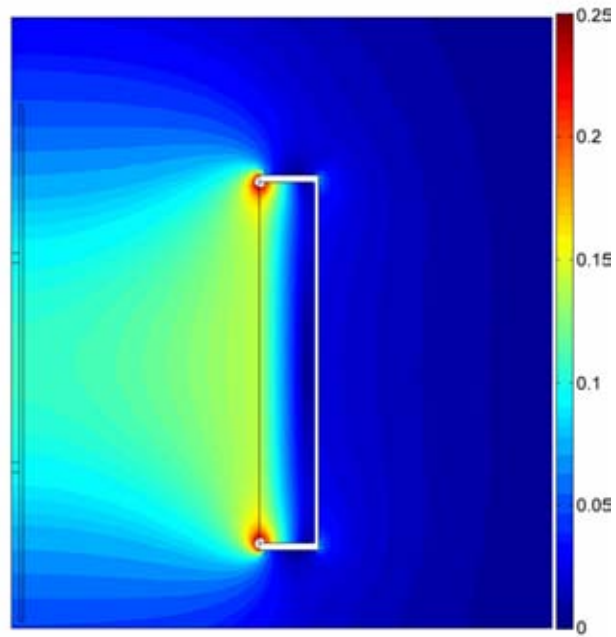
FEM-mallinnuksen perusteella yli 100 mT:n kentän saavuttamiseksi 27 – 30 ampeerin virralla tarvitaan kelaan 12 kerrosta ja vaadittu ferromagneettisen kuoren materiaalivahvuus on 2 mm. Tämän paksuinen suojauskuori tarjoaa riittävän sähkömagneettisen suojauksen. Toisaalta se ei ole vielä liian painava, joten se ei lisää merkittävästi kelan massaa. Kelan laskennallinen resistanssi voidaan laskea käyttämällä kaapelin resistanssin kaavaa 15 ja kelan langanpituuden kaavaa 22. Kelan laskennalliseksi resistanssiksi saadaan 2,42 ohmia. Tämä tarkoittaa, että tarvittavaksi tehoksi 27 – 30 ampeerin virralla saadaan noin 1700 – 2200 wattia. Kuvassa (Kuva 38) on esitetty kela kääminnän jälkeen, sekä ferromagneettinen kuori.



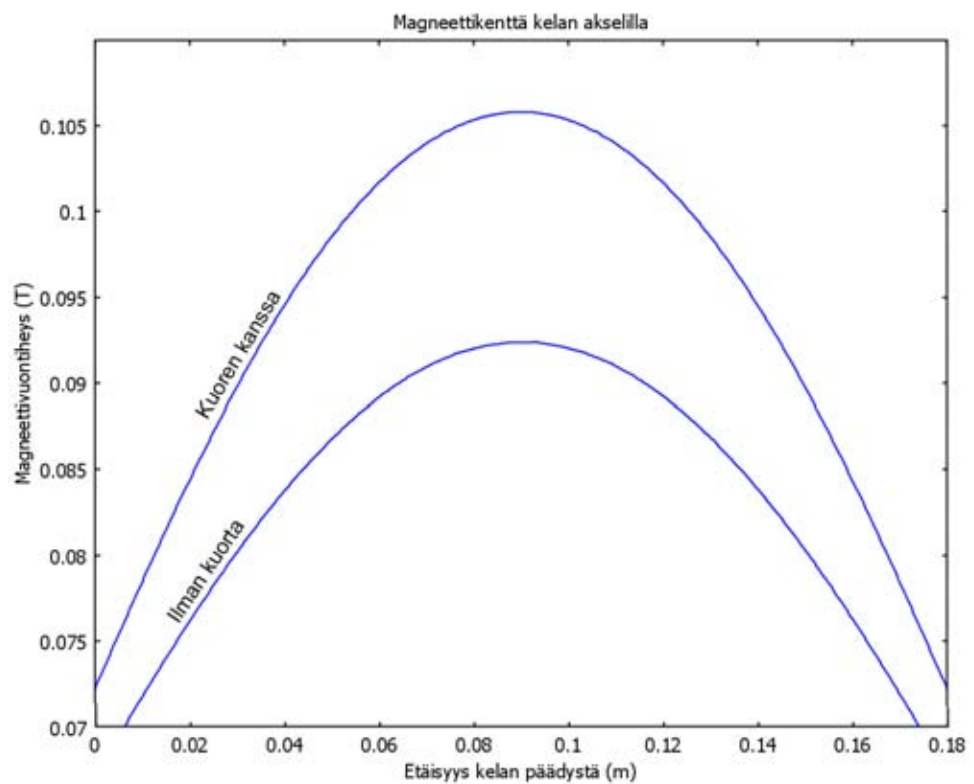


Kuva 38. Kela kääminnän jälkeen (vasemmalla) ja ferromagneettinen kuori paikoillaan (oikealla)

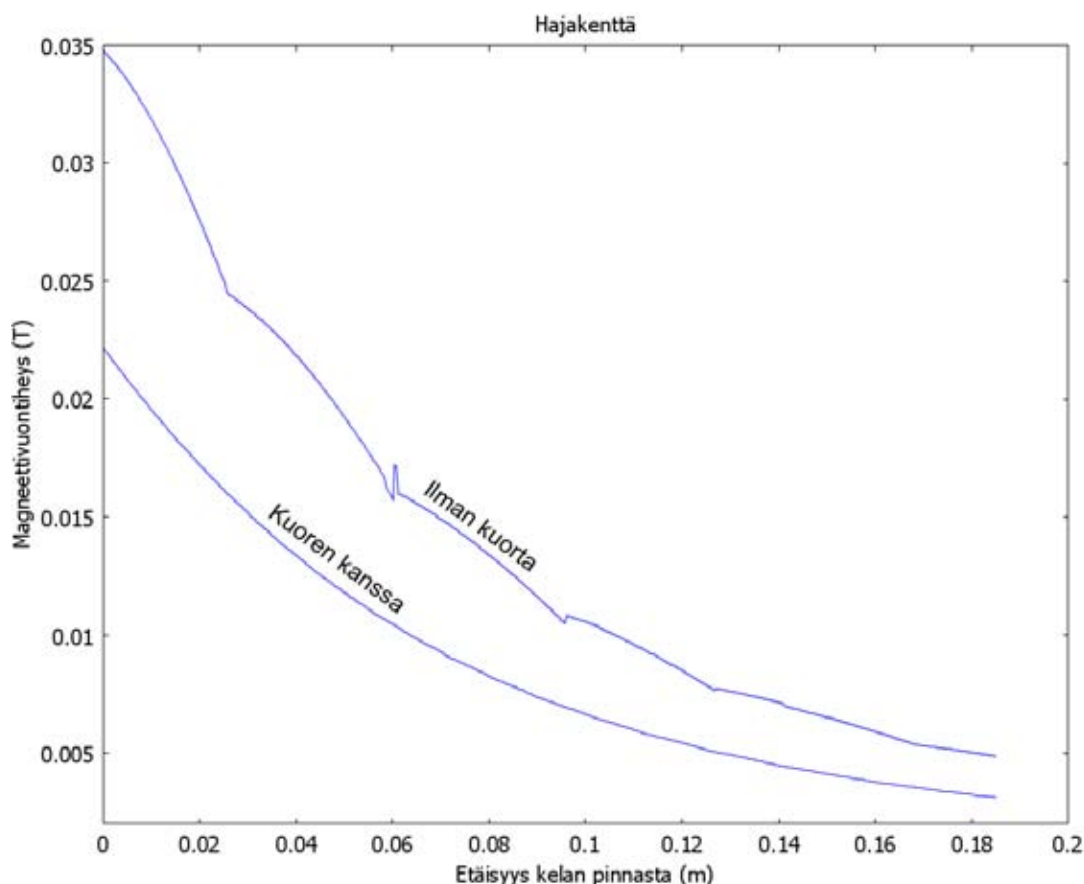
Kelan FEM-malli on esitetty kuvassa (Kuva 39) ja FEM-mallista viivatyökalulla saatu kentänvuontiheyden kuvaaja kuvassa (Kuva 40). Jälkimmäisessä kuvassa näkyy selvästi ferromagneettisen kuoren vaikutus kelan kenttään. Kuvassa (Kuva 41) taas näkyy ferromagneettisen kuoren vaikutus kelan hajakenttään liikuttaessa kelan pinnan normaalin suuntaisesti poispäin kelasta. Hajakenttä tippuu ferromagneettisen kuoren ansiosta lähes puoleen alkuperäisestä.



Kuva 39. Kotihoitolaitteen pyörähdysymmetrinen magneettivuontiheyden FEM-malli, kelan keskiakseli on kuvan vasemmassa reunassa

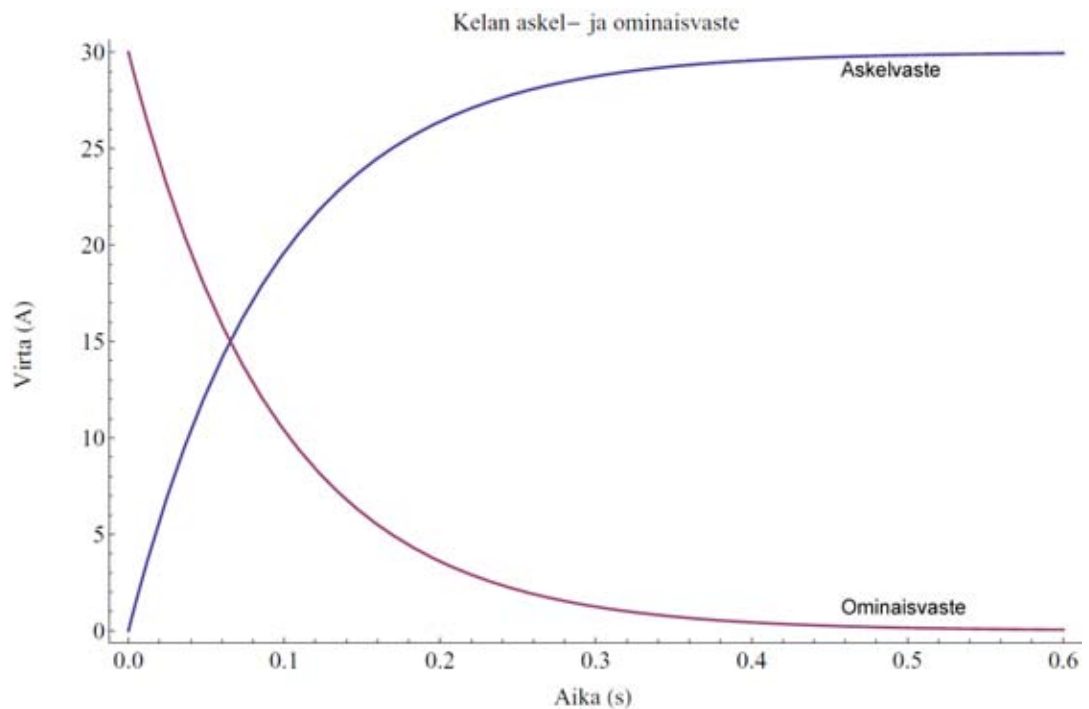


Kuva 40. Kotihoitolaitteen kelan FEM-mallin mukainen magneettivuontiheyden kuvaaja kelan keskiakselilla



Kuva 41. Ferromagneettisen kuoren vaikutus hajakenttään

Kokonaiskierrosmäärä 12 kerroksisessa kelassa, jonka pituus on noin 18 cm ja sisähalkaisija 25, käytettäessä 2,5 mm käämintälankaa on 816 kierrosta. Kun tiedetään kierrosmäärä, kelan sisäosan pinta-ala sekä kelan pituus, voidaan laskennallinen induktanssi määrittää kaavan 6 mukaisesti. Näillä arvoilla induktanssiksi saadaan 0,226 H. Kuten teoriaosuudessa on esitetty, induktanssi pyrkii vastustamaan muutoksia kelan virrassa ja määrää täten maksimitaajuuden, jolla kela voidaan käyttää. Käyttäen liitteessä A esitettyjä kelan askel- ja ominaisvasteen kaavoja voidaan muodostaa askel- ja ominaisvasteen kuvaaja (Kuva 42). Laskettaessa taajuus siten, että kelan virta ehtii nousta tai laskea 97%:iin jatkuvan tilan virrasta saadaan askel- ja ominaisvasteen kaavojen avulla maksimitaajuudeksi määritettyä noin 3 Hz. Tulos on kuitenkin vain suuntaa antava, johtuen induktanssin laskentakaavan yksinkertaistuksista. Tämän vuoksi todellinen induktanssi tulee määrittää kokeellisesti.



Kuva 42. Kotihoitolaitteen kelan laskennallisen askel- ja ominaisvasteen kuvaaja

## 5.2 Kelaa ohjaavan elektronikan suunnittelu

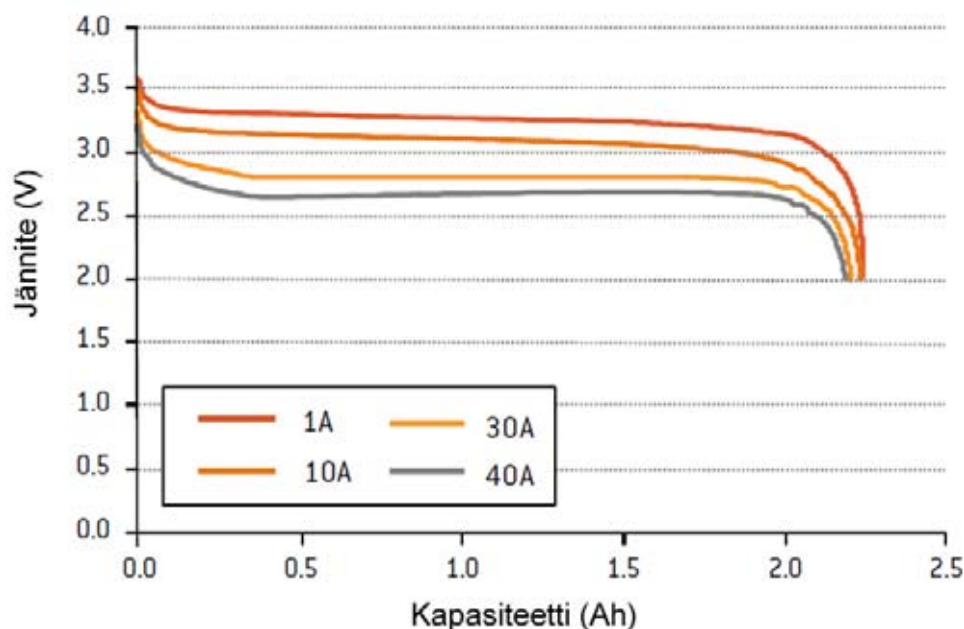
Kotihoitolaitteeseen sopivan magneettikelan elektronikka sisältää kaksi osaa, matala- ja korkeajännitepuolen. Korkeajännitepuolen tehtävänä on hoitaa laitteen magneettikelan tehonsyöttö, kun taas matalajännitepuoli ohjaa tehonsyöttöä ja sisältää laitteen käyttöliittymän.

Tehonsyöttöä varten arvioitiin kaksi erilaista toteutusvaihtoehtoa – ladattavalla energiavarastolla sekä suoraan verkkovirrasta toimiva tehonsyöttö. Ladattavan energiavaraston tapauksessa mietittiin toteutusta akustolla ja kondensaattoreilla. Käytettäessä ladattavaa energialähdettä ei laitteisto ole suoraan riippuvainen verkosta saatavasta tehosta. Kun energiavarasto on ladattu verkkovirrasta, on mahdollista purkaa energia laitteiston käytettäväksi latausta nopeammin, jolloin saavutetaan suurempi teho. Tällä tavoin laitteisto ei ole myöskään suorassa galvaanisessa yhteydessä sähköverkkoon käytettäessä magneettikelaa, jolloin sähköverkossa mahdollisesti tapahtuvat häiriöt, kuten sähkökatkokset, eivät voi aiheuttaa hoidon epäonnistumista.

### 5.2.1 Tehonsyötön toteuttaminen akustolla

Käytettäessä akkuja tärkeimmät ominaisuudet ovat akkujen energiakapasiteetti ja toisaalta se, että akkuja voidaan purkaa magneettikelan vaatimalla suurella virralla niiden kärsimättä. Mahdolliseksi akkumalliksi löydettiin A123 Systemsin nanofosfaattikennot (ANR26650M1) (A123 Systems 2006). Kennojen kapasiteetti on 2,3 Ah, kennojännite 3,3 V ja paino 70 grammaa. Kennoja voidaan purkaa jatkuvasti 70 ampeerin virralla niiden kärsimättä. Käytettäessä akkuja magneettikelan teholahteenä täytyy akkuja siis kytkeä sarjaan riittävä määrä halutun käyttöjännitteen saavuttamiseksi..

Kuvassa (Kuva 43) näkyy purkuvirran vaikutus akuston kennoihin. Kotihoitolaitteessa tarvittava purkausvirta on noin 27 ampeeria ja tarvittava jännite noin 85 voltia. Tällöin tosin toimitaan vielä verkkovirrasta 10 ampeerin kautta saatavan tehon alueella, jolloin yksi akuston käytön eduista suoraan virransyöttöön nähden, eli suurempi maksimiteho, menetetään.



Kuva 43. A123 Systemsin ANR26650 kennojen purkuvirran vaikutus jännitteeseen ja kapasiteettiin

Koska tarvittava purkausvirta on 27 ampeeria, käytetään kuvaajasta 30 ampeerin käyrää. Tällöin yksittäisen kennon jännite on noin 2,8 voltia ja täten tarvittava kenno määrä on noin 30 kennoa. Tällöin päästään 84 voltin kokonaisjännitteeseen kytkettäessä kennot sarjaan. Tällöin saavutetaan ohminlain mukaisesti noin 27 ampeerin purkausvirta, kelan resistanssin ollessa 3,15 ohmia. Koska kelaä käytetään pulssimuotoisesti, ei virta pääse todellisuudessa nousemaan näin suureksi vaan käytettäessä 1,9 Hz:n taajuutta maksimivirta jää noin 26,6 ampeeriin.

Akuston käyttöaika ennen uudelleen latausta voidaan laskea, kun tiedetään kuinka kauan kelaä pidetään päällä kerrallaan. Kelan käyttöaika voidaan laskea kaavalla,

$$t = \frac{n}{f} D_{on} \quad (24)$$

jossa  $t$  on kelan käyttöaika päivässä

$n$  on päivässä tarvittava magneettipulssien määrä

$f$  on kelan käyttötaajuus

$D_{on}$  on kelan pulssisuhde

Kun käytetään 1,9 Hz:n taajuutta, 50% pulssisuhdetta ja oletetaan, että 100 pulssilla voidaan saavuttaa päivittäinen hoitoon tarvittava venymä, saadaan kaavasta 24 laskemalla 26,3 sekuntia.

Kun tiedetään purkausvirta ja yksittäisen akkukennon kapasiteetti voidaan sen käyttöaika ennen uudelleen latausta laskea kaavalla,

$$t_a = \frac{Q_k}{I_d} \quad (25)$$

jossa  $t_a$  on akun käyttöaika ennen uudelleen

$Q_k$  on kennon kapasiteetti

$I_d$  on purkausvirta

Kuvasta (Kuva 43) nähdään, että 30 ampeerin purkausvirralla akuista saatava kapasiteetti on noin 2 Ah ennen kuin kennojen jännite alkaa vajota. Käytettäessä 27 A:n

purkausvirtaa ja 2 Ah:n kapasiteettia voidaan kaavasta 25 laskea akun käyttöaika. Käyttöajaksi saadaan noin 270 sekuntia. Kun tiedetään myös kelan käyttöaika, voidaan laskea, että noin 10 päivän hoito voidaan suorittaa ennen uudelleenlatausta.

Datalehden mukaan yksittäinen kenno tulee ladata 3,6 V jännitteellä ja 3 A virralla. Tällöin latausaika on 45 minuuttia. Suuremmalla virralla ladattaessa latausaika lyhenee. Kennokohtaisella latausjännitteellä 3,6 V ja –virralla 3 A saadaan lataustehoksi 324 W. Lataus voidaan hoitaa joko kennojen ollessa kytkettynä sarjaan, jolloin tarvitaan suuri jännite ja pieni virta tai kennojen ollessa kytkettynä rinnan, jolloin vastavasti tarvitaan pieni jännite ja suuri virta.

Kotihoitolaitteen tehonsyöttö olisi siis mahdollista toteuttaa käyttäen kolmeakymmentä A123 akkukennoa kytkettynä sarjaan. Tällöin akuston vaatima tila olisi datalehden mittojen mukaan noin 1 litra. Käytettäessä näin suurta määrää kennoja kytkettynä sarjaan, muodostuu kennojen tasainen kuormitus ongelmaksi. Ongelma on periaatteessa mahdollista välttää suunnittelemalla kennojen lataus- ja purkuelektroniikka siten, että kennoja kuormitetaan tasaisesti.

Toinen vaihtoehto on käyttää pienempää määrää kennoja sarjassa (esimerkiksi 8 kennoa) ja käyttämällä DC-DC muunninta muuttamaan tämä noin 20 - 24 voltin jännite magneettikelan vaatimalle tasolle. Tehon täytyy olla sama sekä muuntajan ensiö- että toisiopuolella. Mikäli kelan puolella halutaan edelleen saavuttaa 2300 W teho, täytyy ensiöpuolen virran eli akuston purkausvirran olla suurempi, koska jännite on matalampi.

Purkausvirran kasvaessa akusto taas tyhjenee nopeammin kaavan 25 mukaisesti. Käytettäessä 8 kennoa ja muuntajaa kennojen jännitteen muuttamiseksi kelan tarvitsemaan jännitteeseen tulee muuntokertoimeksi noin 4. Nelinkertainen purkausvirta taas tarkoittaa, että akusto purkautuu neljä kertaa nopeammin. Tällöin voidaan suorittaa noin kahden päivän hoito ennen uudelleenlatausta.

### **5.2.2 Tehonsyötön toteuttaminen kondensaattorilla**

Toteutettaessa tehonsyöttö kondensaattorilla ladataan kondensaattoria erillisellä virtalähteellä ja annetaan sen purkautua latautumisen jälkeen kelaan. Tällöin kondensaattorista saadaan lataukseen käytetty jännite, mutta virta voi olla suurempi kuin

lataukseen käytetty virta. Tällöin kuormaan on mahdollista siirtää hetkellisesti suurempi teho. Vertailun vuoksi vaadittavat laskelmat on esitetty kuitenkin akustoa ja suoraa verkkovirta käyttöä vastaavilla arvoilla.

Kondensaattorin lataaminen on huomattavasti akustoa nopeampaa ja tämän vuoksi ei ole järkevää suunnitella kondensaattoria siten, että sillä voidaan suorittaa 10 päivän hoito kerrallaan ennen uudelleen lataamista. Järkevämpää on suunnitella kondensaattori siten, että yhdellä latauksella voidaan suorittaa esimerkiksi yksi neljästä päivän hoitokerrasta eli yhteensä 0,25 mm pidennys. Tällöin tarvittava kelan pulssien määrä on, edellä esitettyä 100 pulssia / mm arviota käyttäen, 25 pulssia. Tällöin tarvittava energiamäärä voidaan käyttäen kelan käyttöajan kaavaa 24 sekä kelassa kuluvaa tehoa. Tarvittavaksi energiamääräksi saadaan noin 15100 joulea.

Kondensaattoriin varastoituva energiamäärä taas voidaan laskea kaavasta,

$$E = \frac{1}{2}CU^2 \quad (26)$$

jossa  $C$  on kondensaattorin kapasitanssi

$U$  on kondensaattorin jännite

Käytettäessä akuston yhteydessä esitettyä käyttöjännitettä 85 voltia ja edellä lasketua energiamäärää voidaan laskea kaavasta 26 tarvittava kapasitanssi. Kapasitanssiksi saadaan noin 4,2 faradia. Näin suurella jännitteellä ja kapasitanssilla toimivia kondensaattoreita on vain vähän saatavilla, mikä voi muodostua ongelmaksi. Lisäksi kondensaattorin jännite tippuu kytkettäessä se kuormaan varsin nopeasti RC-piirin ominaisvasteen mukaisesti. Kuvassa (Kuva 44) on esitetty kondensaattorin ominaisvaste edellä esitettyjen laskelmien kaltaisessa tilanteessa. Ominaisvasteen laskeminen on esitetty liitteessä A. Kondensaattorin ominaisvaste on muotoa,

$$u(t) = U_{c0} e^{-\frac{t}{RC}} \quad (27)$$

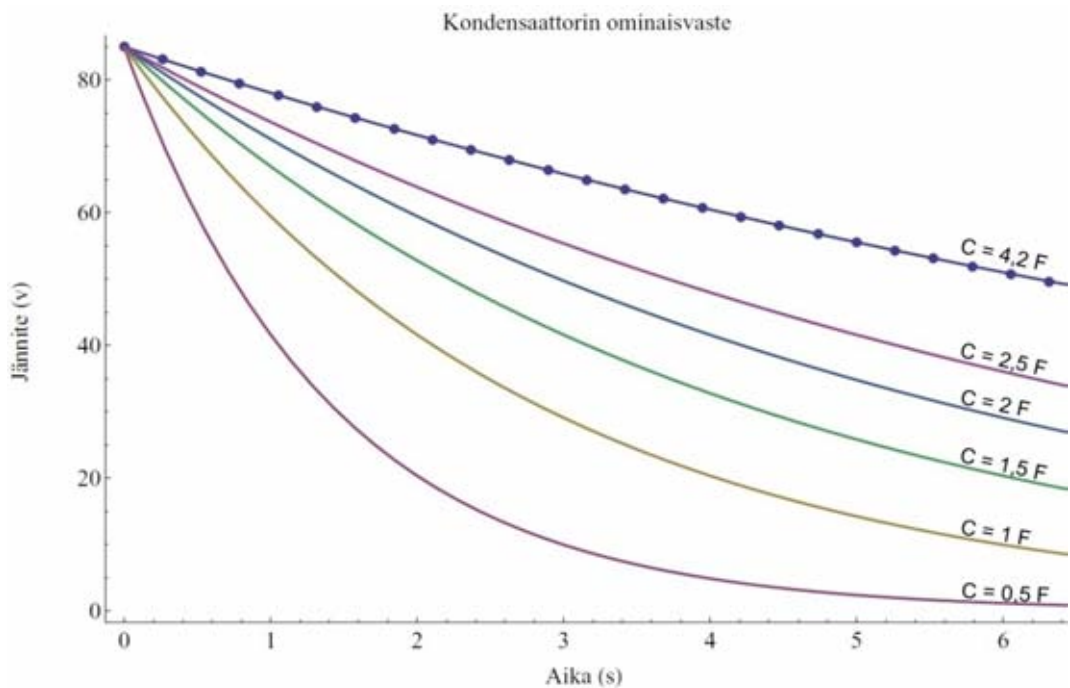
jossa  $u(t)$  on kondensaattorin jännite ajan hetkellä  $t$

$U_{c0}$  on kondensaattorin jännite kytkentähetkellä



$R$  on piirin resistanssi

$C$  on kondensaattorin kapasitanssi



Kuva 44. Kondensaattorin ominaisvaste kytkettäessä kondensaattori hoitolaitteen kelaan, pisteet kuvaajalla kuvaavat pulssien 1 - 25 alkamiskohtia ja pisteiden välinen matka on yksittäisen pulssin kesto. 4,2 faradin käyrä kuvaa edellä laskettua esimerkki kondensaattoria

Kuten kuvaajasta nähdään, ei 25:tä pulssia voida suorittaa yksittäisellä kondensaattorin latauksella jännitteen nopean putoamisen vuoksi. Parhaimmillaankin vain muutamia pulsseja voidaan suorittaa tällaisella kondensaattorilla, ennen kuin jännite ja näin ollen myös kelassa kulkeva virta ja sen magneettikenttä putoavat liian mataliksi. Järkevintä on ladata kondensaattori jokaisen pulssin jälkeen, jolloin myös kondensaattoriin varattava energiamäärä putoaa 4%:iin aiemmin esitetystä samoin kuin sen kapasitanssi. Kuvasta (Kuva 44) nähdään kuitenkin, että kapasitanssin pitää olla noin 2,5 – 2 faradin luokkaa, jottei jännite putoa liian nopeasti.

Mikäli tehonsyöttö halutaan toteuttaa kondensaattorilla, olisi siis järkevintä käyttää noin 2,5 faradin kondensaattoria, jota ladataan jokaisen hoitolaitteen magneettipulssin jälkeen. Kapasitanssi määrää ei tarvitse saada yksittäisestä kondensaattorista, vaan kondensaattoreja voidaan kytkeä sarjaan ja rinnan halutun kapasitanssin ja käyt-

töjännitteen saavuttamiseksi. Kytettäessä kondensaattoreja rinnan niiden kapasitanssi määräytyy seuraavasti,

$$C_{tot} = C_1 + C_2 + \dots + C_n \quad (28)$$

jossa  $C_{tot}$  on kokonaiskapasitanssi

$C_n$  on yksittäisen kondensaattorin kapasitanssi

Kytettäessä kondensaattoreja sarjaan, kokonaisjännite jaetaan yksittäisten kondensaattorien kesken. Tällöin tarvittava yksittäisen kondensaattorin käyttöjännite on pienempi. Sarjakytännässä kondensaattorien kapasitanssi tosin laskee ja se on määritetty seuraavasti,

$$\frac{1}{C_{tot}} = \frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} + \dots + \frac{1}{C_n} \quad (29)$$

Tarvittavan kapasitanssin ja käyttöjännitteen saavuttamiseksi kondensaattoreita täytyy siis kytkeä sarjaan ja rinnan, riippuen käytettävistä kondensaattoreista.

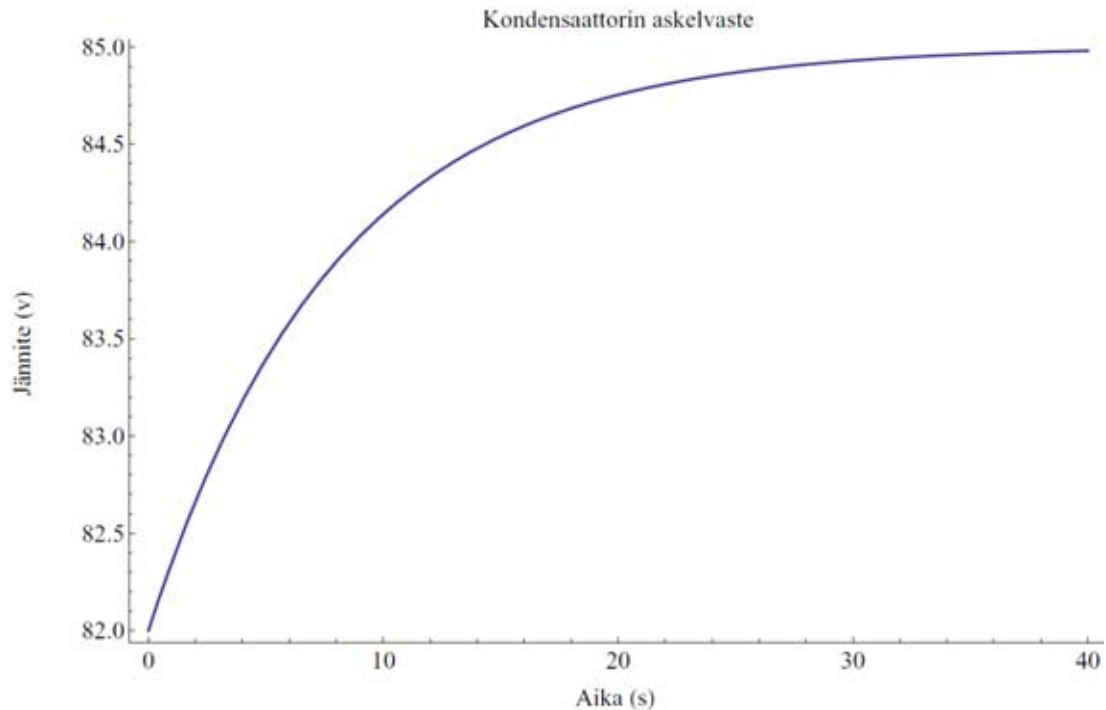
Pulssien välinen aika riippuu käytettävästä latausvirrasta. Mitä suurempaa virtaa käytetään, sitä nopeammin kondensaattori latautuu. Jos hyödynnetään sähköverkosta maksimissaan saatava 2300 W teho, joka on sama kuin edellä esitetyn kondensaattorin kelaan syöttämä maksimiteho, tulee latausvirraksi 27 ampeeria. Tällöin kondensaattorin ja sitä varaavan jännitelähteen väliin tarvitaan sarjaan noin 3,2 ohmin resistanssi.

Kun tiedetään kuinka kauan yksittäinen kotihoitolaitteen magneettikelan pulssi kestää, voidaan ominaisvasteen kaavasta 27 laskea kuinka paljon kondensaattorin jännite tippuu yksittäisen pulssin aikana. Liitteessä A on esitetty kondensaattorin askelvasteen laskeminen. Askelvaste on muotoa,

$$u(t) = E - (E - U_{c0})e^{-\frac{t}{RC}} \quad (30)$$

jossa  $E$  on kondensaattorin kanssa sarjaan kytkettävän jännitelähteen jännite

Nyt kun käytetään kaavasta 27 saatua jännitteen arvoa pulssin loppumishetkellä kaavassa 30 kondensaattoriin jännitteen alkuarvona, voidaan piirtää kuvaaja kondensaattorin latautumisesta ennen seuraavaa pulssia. Tämä on esitetty kuvassa (Kuva 45).



Kuva 45. Kondensaattorin askelvaste ladattaessa magneettipulssin jälkeen

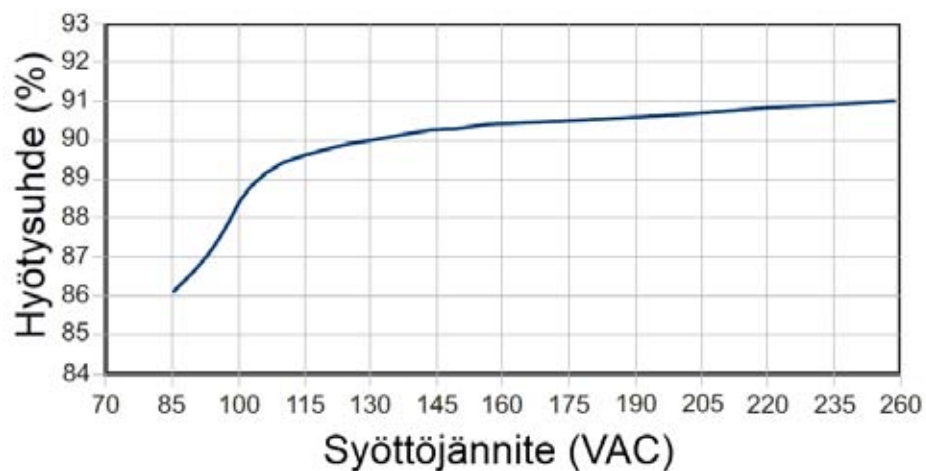
Kuvaajan perusteella näyttää siltä, että magneetikentän pulssien väliseksi latausajaksi riittää noin 20 – 40 sekuntia. Tällöin kokopäivän hoitokertojen kestoksi tulisi noin 33 – 66 minuuttia.

### 5.2.3 Tehonsyötön toteuttaminen virtalähteillä

Korkeajännitepuolen tehonsyöttö voidaan toteuttaa myös kaupallisilla virtalähteillä. Kaupallisten virtalähteiden käyttö helpottaa tulevaisuudessa tarvittavien hyväksyntöjen saantia, sillä ne täyttävät lääkinnällisiltä laitteilta vaadittavat standardit. Sopivia kaupallisia malleja ovat esimerkiksi Excelsysin Xvite sarjan virtalähteet. Virtalähteet ovat 1340 wattisia, joten kahden virtalähteen yhteinen jatkuva suurin teho on 2680 wattia. Käytettäessä suoraan verkkovirtaa virtalähteiden avulla voidaan suurimmillaan käyttää jatkuvana tehona 2300 wattia (230 V, 10 ampeeria). Hetkellisesti virta-

lähteitä voi kuormittaa 1450 watin teholla, jolloin laitteiston tehonsyöttö nousee 2900 wattiin.

Virtalähteet ovat modulaarisia ja ne sisältävät erillisen tehonsyöttö yksikön ja vaihdettavat muunnosyksiköt, joilla virtalähteisiin tuleva teho voidaan muuttaa tarvittavaksi jännitteeksi ja virraksi. Modulaarisuus mahdollistaa virtalähteiden muokkaamisen jälkikäteen, mikäli esimerkiksi kela vaihdetaan ja tarvitaan erilaista jännitettä tai virtaa.



Kuva 46. Excelsys Xvite sarjan virtalähteiden hyötysuhde (Muokattu lähteestä Excelsys 2010)

Kuvassa (Kuva 46) näkyy Xvite sarjan virtalähteiden hyötysuhde eri syöttöjännitteillä. Fyysisiltä mitoiltaan virtalähteet ovat pieniä ja soveltuvat käytettäväksi kotihoitolaitteen virtalähteenä.

Hyötysuhteen kuvaajasta nähdään, että virtalähteet toimivat Suomen 230 V verkkojännitteessä yli 90% hyötysuhteella. Tämä taas tarkoittaa sitä, että käytettäessä 10 ampeerin sulakkeen kautta saatava maksimiteho, 2300 W, saadaan tehosta noin 90% eli 2070 wattia siirrettyä kuormaan. Todellisuudessa 2300 W sijaan 10 ampeerin sulakkeen kautta voidaan hetkellisesti siirtää jonkin verran suurempi teho. Kotihoitolaitteen kela taas käytetään pulssimuotoisesti, jolloin tehoa siirretään verkosta keilaan vain hetkellisesti.

### 5.2.4 Toteutettavan tehonsyötön valinta

Taulukossa (Taulukko 4) on esitetty tehonsyötön eri toteutustapojen vertailu. Akusto ja kondensaattori ovat hyviä toteutustapoja, koska niillä voidaan luovuttaa verkkoa suurempi teho magneettikelalle. Näistä kahdesta akusto on hoidon kannalta parempi, sillä se ei ole riippuvainen verkosta ja sen latausväli on pitkä. Ongelmana molemmissa vaihtoehtoissa on kuitenkin se, että niiden kohdalla täytyy hankkia erikseen viranomaishyväksyntä käytölle lääketieteellisessä hoidossa ja suunnittelu on suoraa virtalähdetoteutusta hankalampi. Tällöin myös kokonaiskustannus todennäköisesti nousee korkeammaksi.

Taulukko 4. Eri tehonlähde vaihtoehtojen vertailu

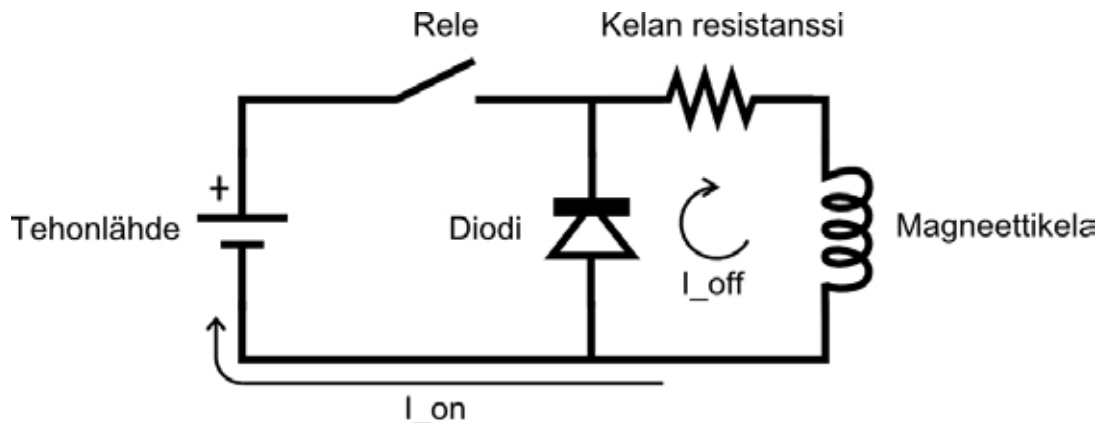
	Akusto	Kondensaattori	Virtalähde
<b>Maksimiteho</b>	> verkon teho	> verkon teho	verkon teho
<b>Latausaika</b>	minuutteja	sekunteja	-
<b>Latausväli</b>	päiviä	jokaisen pulssin jälkeen	-
<b>Viranomaishyväksynät</b>	hankittava	hankittava	on
<b>Suunnittelu</b>	vaikeaa	vaikeaa	helppoa
<b>Muokattavuus</b>	keskitasoa	keskitasoa	hyvä
<b>Riippuvuus verkosta</b>	ei	keskitasoa	riippuvainen

Virtalähteillä tehonsyöttö on helppo toteuttaa, mutta saatava maksimiteho voi aiheuttaa ongelmia. Verkosta 10 ampeerin sulakkeen kautta saatavalla teholla voidaan laitteen kelalla tuottaa ainoastaan noin 100 mT:n kenttä. Terfenol-D:n venymätestauksen ja voimantuoton suhteen tämä vaikuttaa riittävältä hoidon suorittamiseksi. Muuttamalla suunniteltua kela, voidaan kuitenkin tarvittaessa saavuttaa myös suurempi magneettivuon tiheys.

### 5.2.5 Pulssimuotoisen magneettikentän synnyttäminen

Pulssimuotoisen magneettikentän muodostamiseksi täytyy virtalähteiden ja kelan välistä sähköistä piiriä avata ja sulkea halutulla taajuudella. Tämän aikaansaamiseksi käytetään relettä. Johtuen kelaan siirrettävän virran suuruudesta on käytännössä ainoa vaihtoehto käyttää puolijohderelettä. Käytettäessä relettä induktiivisen kuorman ohjaamiseen täytyy rele suojata induktiivisen kuorman aiheuttamilta nopeilta muutoksilmiöiltä. Tämä tarkoittaa kelan kanssa rinnan kytkettävää diodia, jonka kautta

kelaan indusoituva muutosvirta voi kulkea kytkettäessä tehonlähde irti kelasta releen avulla. Kuvassa (Kuva 47) on esitetty kotihoitolaitteen elektroniikan piirikaavio.



Kuva 47. Korkeajännitepuolen piirikaavio. Virta  $I_{on}$  kuvaa virran kulua silloin, kun rele on suljettu ja tehonlähde on kytkettynä kelaan,  $I_{off}$  kuvaa virran kulkureittiä releen ollessa avoinna. Kelan sisäinen resistanssi on esitetty erillisenä komponenttina.

Releen ollessa suljettuna tehonlähde on kytketty kelaan. Virta kulkee tällöin releen kautta kelaan ja kelasta takaisin tehonlähteeseen. Kun rele on auki, kulkee kelaan indusoituva muutosvirta diodin kautta takaisin kelaan. Releen aukaisemiseen ja sulkemiseen käytetään erillistä matalajännitteistä ohjauselektroniikkaa, joka sisältää myös laitteiston käyttöliittymän.

### 5.2.6 Matalajännitepuoli ja ohjauselektroniikka

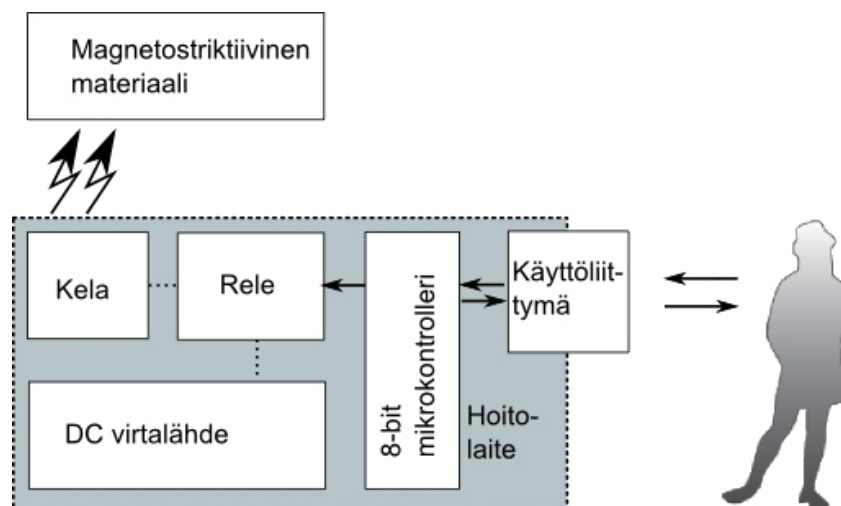
Laitteiston matalajännitepuolen tärkein osa on kotihoitolaitteen ohjauselektroniikka. Sen lisäksi matalajännitepuoli sisältää kolme tuuletinta sekä kaksi lämpötila-anturia, jotka mittaavat kelan pinnan lämpötilaa. Tuulettimet pitävät laitteiston koteloinnin sisälämpötilan riittävän matalana. Matalajännitepuolen tehonlähteenä toimii 45 watin virtalähde, jonka ulostulojännite on 12 voltia.

Ohjauselektroniikka on periaatteessa mahdollista toteuttaa joko analogi- tai digitaali-elektroniikkana. Selkeän, informatiivisen ja helposti muunneltavan käyttöliittymän toteuttaminen ei kuitenkaan ole analogielektroniikkana helppoa. Tämän vuoksi tarvittava ohjauselektroniikka toteutettiin digitaali-elektroniikkana.

Ohjauselektronikalla on magneettikentän tuottavassa laitteistossa kaksi funktiota, se ohjaa kelan tehonsyöttöä kontrolloivaa relettä ja toisaalta se tarjoaa käyttöliittymän laitteen käyttäjälle. Ohjauselektroniikan toteuttamiseksi valittiin C-kielessä ohjelmoitava 8-bittinen mikrokontrolleri Atmel ATMega. Kyseinen mikrokontrolleri valittiin, koska se on harrastelijapiireissä erittäin suosittu ja myös Elektroniikan laitoksella on kyseisestä mikrokontrollerista kokemusta. Laajan suosion vuoksi mikrokontrollerille on olemassa paljon valmiita ohjelmistokirjastoja, mikä helpotti ohjauselektroniikan vaativampien osien, kuten LCD-näytön, toteutusta.

Mikrokontrollerille ja sen tarvitsemalle elektroniikalle suunniteltiin erillinen piirilevy, joka lopulta jäi toteuttamatta. Sen sijaan käytettiin mikrokontrollerin omaa kehitysalustaa (Software Development Kit), STK500. Kehitysalusta tarjoaa riittävät toiminnot ohjauselektroniikan toteuttamiseksi. Viimeistään siirryttäessä prototyyppi-vaiheesta eteenpäin on ohjauselektronikalle syytä toteuttaa oma tätä laitetta varten suunniteltu piirilevy.

Kuvassa (Kuva 48) on esitetty kotihoitolaitteen elektroniikan rakennekaavio. Kuvista voidaan nähdä mikrokontrollerilla toteutetun ohjauselektroniikan keskeinen asema laitteen toiminnassa.



Kuva 48. Kotihoitolaitteen elektroniikan rakenne

Käyttöliittymä mikrokontrollerin sekä laitteen käyttäjän välillä on esitetty kuvassa (Kuva 49). Kuvassa näkyvät laitteen ohjaamiseen käytetyt neljä nappia (ylös, alas, palaa ja hyväksy), laitteen ja käyttäjän väliseen kommunikaatioon tarkoitettu LCD-

näyttö sekä myöhempiä käyttöä varten oleva avainkytkin. Avainkytkimellä laitteisto voidaan lukita siten, että vain avaimen omaava henkilö pääsee käsiksi osaan laitteen perusasetuksista. Avainkytkimen käyttö on ajateltu esimerkiksi lääkärin tai sairaalainsinöörin käyttöön, kun laitteeseen asetetaan potilaskohtaiset parametrit.



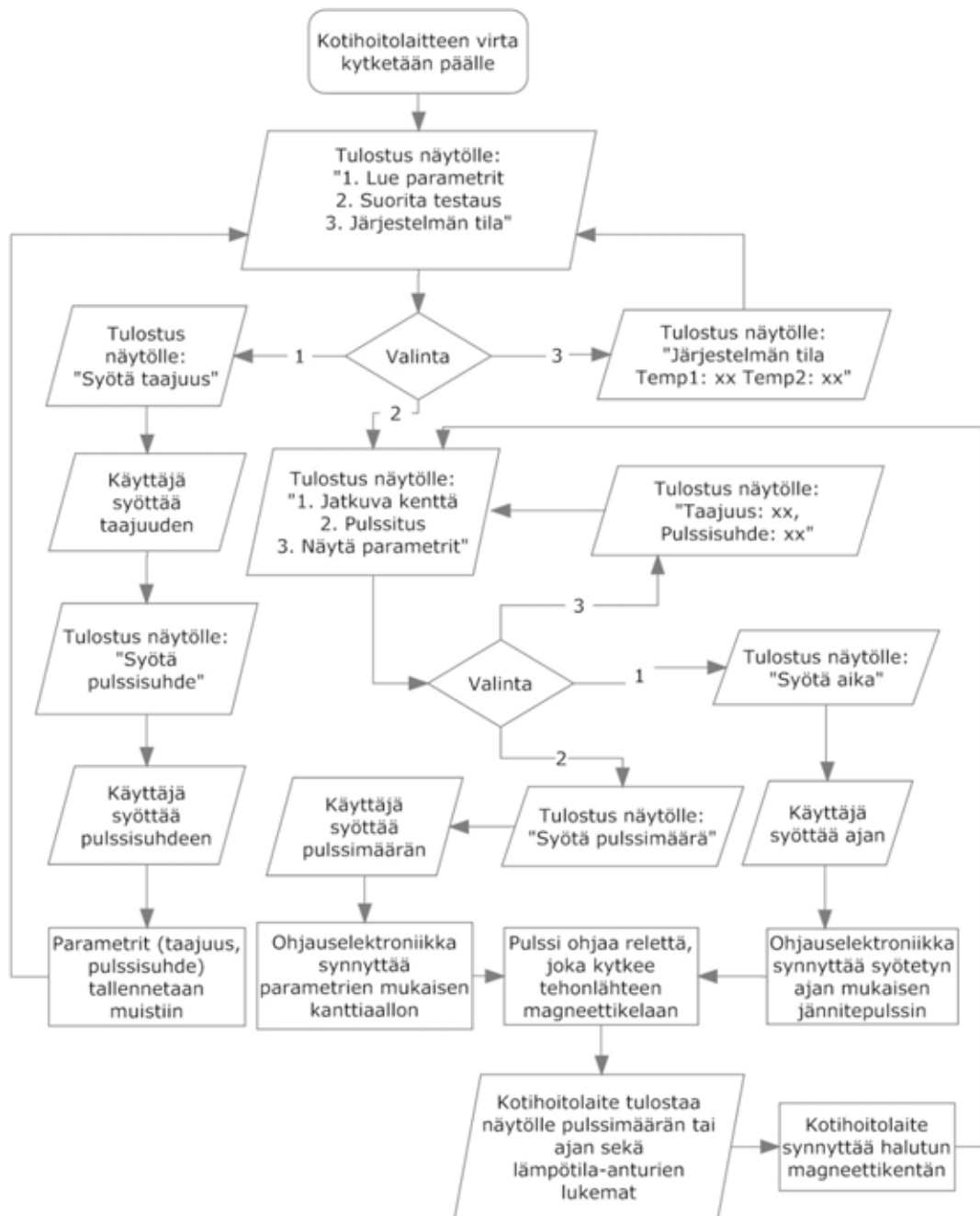
Kuva 49. Kotihoitolaitteen käyttöliittymän rajapinta (kuva: Reko Kempainen)

Tehonsyötön kytkemisestä vastaavaa relettä mikrokontrolleri ohjaa matalajännitteisellä kanttiaallolla. Kanttiaallon muodostamiseen tarvittavat parametrit kysytään käyttöliittymän avulla laitteen käyttäjältä ja ne tallennetaan mikrokontrollerin pysyvään muistiin. Tällöin parametreja ei tarvitse kysyä laitteen jokaisen käynnistyksen yhteydessä uudelleen.

Käyttöliittymä tarjoaa käyttäjälle mahdollisuuden käyttää laitteiston magneettikela kahdessa tilassa – joko staattisen kentän muodostamiseen tai pulssimuotoisen kentän muodostamiseen. Tämän lisäksi käyttöliittymän LCD-näytön kautta voidaan tulostaa käyttäjälle käytössä olevat relettä ohjaavan kanttiaallon parametrit sekä kelan lämpötilasta kertovien anturien lukemat. Käyttöliittymän ohjelmiston vuokaavio on esitetty kuvassa (Kuva 50). Laitteen tämän hetkinen käyttöliittymä on suunniteltu vain tes-



tauskäyttöön ja ennen kuin sitä voi käyttää oikeassa hoidossa, täytyy käyttöliittymä sekä sen rajapinta toteuttaa uudelleen.



Kuva 50. Laitteiston käyttöliittymän ja ohjauselektronikan vuokaavio. Selkeyden vuoksi käyttäjärajapinnan "takaisin" näppäimen toimintaa ei ole kuvattu vuokaavioon

### 5.3 Yhteenveto suunnittelun laitteiston ominaisuuksista

Seuraavaan taulukkoon (Taulukko 5) on koottu edellä suunnitellun kotihoitolaitteen tärkeimmät ominaisuudet ja sen laskennalliset suoritusarvot. Näiden suoritusarvojen toteutuessa, suunnittelun voidaan sanoa olevan toimiva konsepti käytettäväksi magneetotriktiivisellä materiaalilla toimivan raajanpidennyslaitteen yhteydessä. Suurijännitepuolen maksimivirtaa rajoittaa tällä hetkellä käytössä olevat rele ja diodi, jotka pitää suurempaa virtaa käyttäessä korvata. Kelan virtaa taas rajoittaa tehonlähteistä saatava maksimiteho, ei kelan oma suorituskkyky. Kelaa voidaan periaatteessa käyttää noin 90 (ks. Kuva 33) ampeerin virralla, jolloin saavutettava kentänvoimakkuus on noin 3 kertaa suurempi kuin taulukossa esitetty.

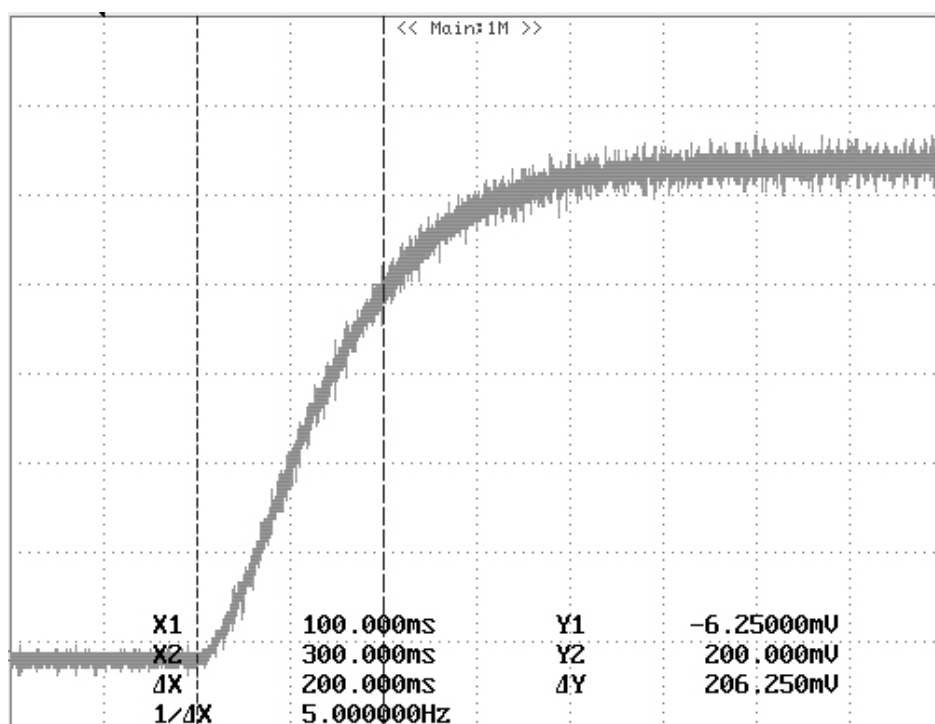
Taulukko 5. Magneettikentän tuottavan laitteiston ominaisuudet ja laskennalliset suoritusarvot

Sähköiset ominaisuudet	
Suurijännitepuolen tehonlähde	2x 1400 W DC-virtalähde
Syöttöteho	2300 W (max. 2800) @ 85 V
Suurijännitepuolen maksimi virta	40 A
Matalajännitepuolen tehonlähde	45 W @ 12 V
Käyttöliittymä	
Ohjausjärjestelmä	Sulautettu järjestelmä, 8-bit kontrolleri
Input	4x painonappi, avainkytkin, hätäseis
Output	4x40 merkin LCD-näyttö
Magneettiset ominaisuudet	
Kelan kierrosmäärä	816 kierrosta
Kelan kerrosmäärä	12 kerrosta
Magneettivuontiheys keskiakselilla	105 mT @ 27 A
Hajakenttä kelan säteen suunnassa	5 mT @ 15 cm
Kelan virta	27 - 30 A
Kelan suurin sallittu virta	90 A (max 40 s)
Kelan maksimitaajuus	3 Hz
Kelan ohjaus	kanttialto, jänniteohjaus
Kelan resistanssi	2,42 ohm

## 6 Magneettikentän tuottavan laitteiston testaus

### 6.1 Kelan induktanssin määrittäminen

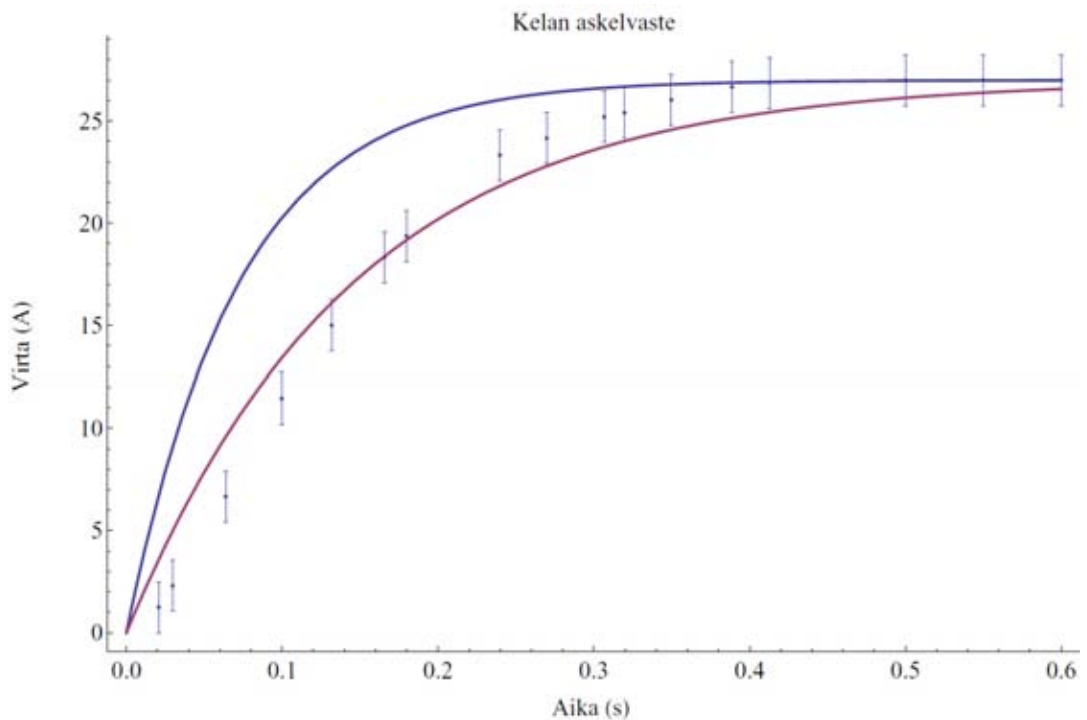
Kotihoitolaitteen kelan induktanssin kokeellinen määrittäminen tehtiin käyttäen oskilloskooppia kytkettyä Hall-ilmiöön perustuvaa virtamittaria. Oskilloskoopin piirtämästä käyrästä luettiin kelan askelvaste. Kun voitiin mitata kelan resistanssi käyttäen yleismittaria, pystyttiin induktanssi määrittämään piirtämällä askelvasteen pisteet Mathematicalla ja sovittamalla pisteet liitteessä A esitettyyn kelan askelvasteen kaavaan 36. Kelan ja siihen liitetyn kaapelin virtalähteille asettamaksi resistiiviseksi kuormaksi mitattiin noin 3,15 ohmia. Oskilloskoopin kuvankaappaus on esitetty kuvassa (Kuva 51).



Kuva 51. Oskilloskooppikuva kelan virranmuutoksesta, kytkettäessä se jännitelähteeseen (askelvaste), pystyakselilla jännite, vaakakselilla aika

Mathematicassa suoritettu sovitus askelvasteen yhtälöön induktanssin määrittämistä varten on esitetty kuvassa (Kuva 52). Pisteiden virherajat muodostuvat oskilloskooppikuvaan selvästi näkyvästä hajonnasta, sekä virtamittarin tarkkuudesta. Sovitteesta määritettynä kotihoitolaitteen kelan induktanssiksi saadaan 0,457 H. Kokeellisesti

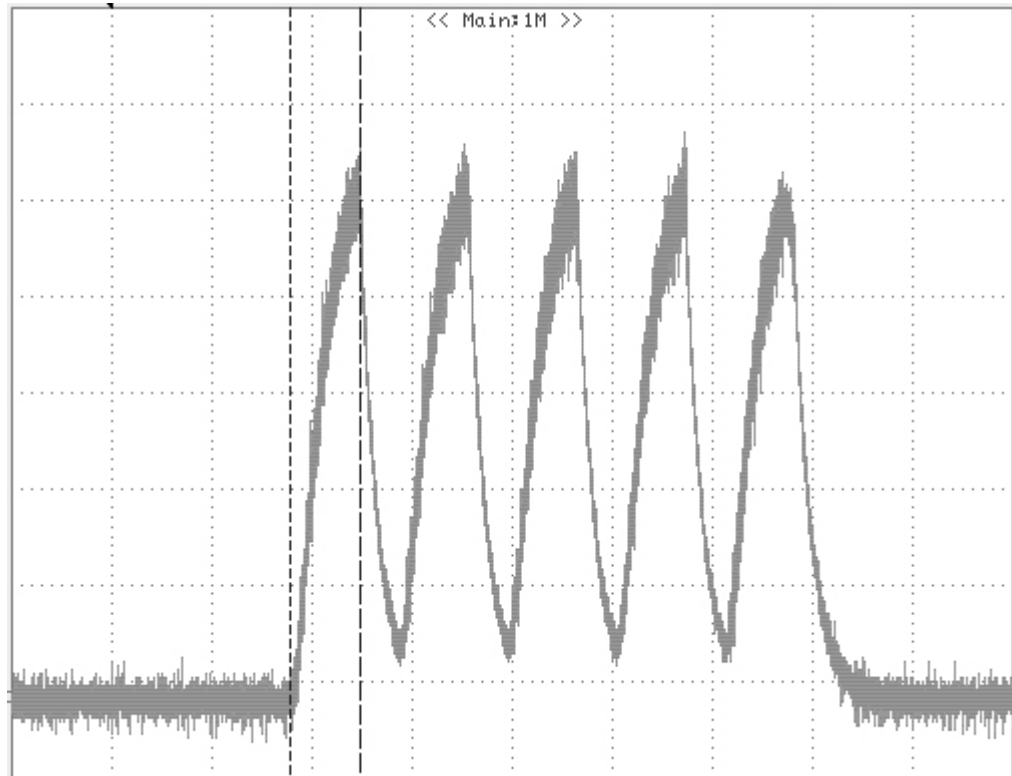
määritetyn ja laskennallisen induktanssin välinen ero selittyy sillä, että käytetty induktanssin kaava pätee sellaisenaan vain pitkälle ja ohuelle kelalle. Kokeellisesti määritetystä induktanssista laskettuna kelan maksimi toimintataajuus, mikäli pyritään 97% jatkuvan tilan virrasta sekä kytkettäessä kela virtalähteeseen, että irti siitä, saadaan noin 1,95 Hz. Vaikka induktanssi onkin lähes puolet suunniteltua suurempi, ei käyttötaajuus kuitenkaan putoa puoleen suunnitellusta. Tämä johtuu siitä, että myös kelan ja siihen liitetyn kaapelin resistanssi on oletettua suurempi. Resistanssin muutos johtuu siitä, että kaapelia jolla kela on liitetty virtalähteisiin, ei huomioitu suunnitteluosan laskuissa. Tämän lisäksi kaapelien ja releiden väliset liitokset lisäävät resistanssia ja itse käämintälangan resistanssi oli laskettu suoraan kuparin johtavuuden mukaan, koska kelan käämijältä ei saatu tarkkoja tietoja käämintälangan todellisesta resistanssista.



Kuva 52. Mathematicassa tehty sovitus oskilloskoopista luetulle askelvas-  
teelle (punainen), kuvassa sinisellä näkyy askelvaste teorian mukaisella  
induktanssilla (0,228 H)

Kuvassa (Kuva 53) on esitetty kelan toiminta käytettäessä 1,9 Hz:n taajuutta ja 0,7 pulssisuhdetta eli 70 % ajasta kela on kytkettynä virtalähteeseen ja lopun aikaa se on kytkettynä irti virtalähteestä. Kelan magneettivuon tiheys on suoraan verrannollinen kelassa kulkevaan virtaan, joten kuvasta nähdään samalla myös magneettikentän

muutos. Tällä taajuudella ja pulssisuhteella kela näyttäisi toimivan hyvin ja kelan virta nousee riittävän korkealle ja toisaalta kerkeää laskeutua lähes nollaan ennen seuraava pulssia.



Kuva 53. Kelassa kulkevan virran muutos käytettäessä 1,9 Hz:n taajuutta ja 0,7 pulssisuhdetta. Pystyakselilla jännite, vaaka-akselilla aika, pystyruutujen jako 5 V välein

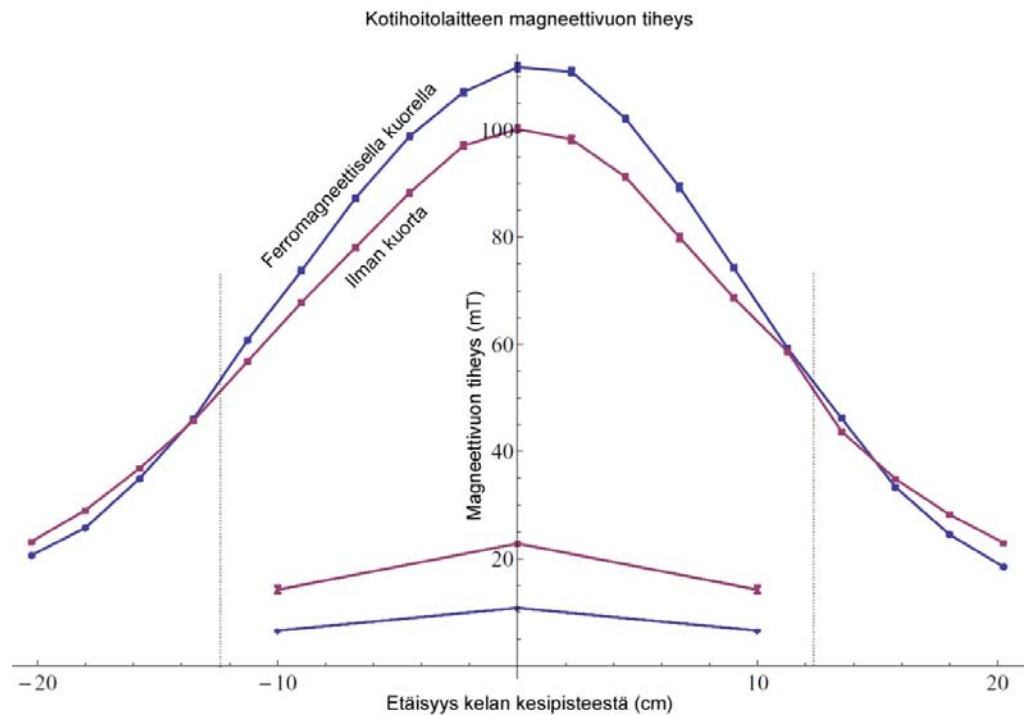
## 6.2 Kotihoitolaitteen magneettivuon tiheys ja hajakenttä

Kotihoitolaitteen magneettivuon tiheys ja hajakenttä mitattiin käyttäen teslametria, mitaten samanaikaisesti kelassa kulkevaa virtaa käyttäen virtamittaria ja oskilloskooppia. Virran mittauksen tarkoituksena oli varmistaa, että kela ei lämpene liikaa eri mittauspisteiden välillä. Virran mittaaminen jokaisen kentän mittapisteen kohdalla mahdollisti myös lämpenemisen huomioon ottamisen siten, että jokaisen mittapisteen kentänarvo skaalattiin virran suhteen. Mikäli näin ei olisi tehty, olisi kentän mitausten keskiarvojen laskeminen ollut mahdotonta johtuen virranmuutoksista lämpötilan seurauksena käytettäessä kotihoitolaitteen jänniteohjattua tehonsyöttöä.

Magneettikentän mittaukset suoritettiin käyttäen kotihoitolaitetta pulssitilassa, käyttäen parametreina 1,9 Hz:n taajuutta ja 0,7 pulssisuhdetta. Jokaisen mittapisteen kohdalla mitattiin 5 pulssin ajalta maksimikenttä. Tämä mittaus tehtiin jokaiselle mittauspisteelle neljä kertaa ja laskettiin näiden mittausten keskiarvo ja keskiarvon keskivirhe. Kelan magneettivuon tiheyttä mitattiin ainoastaan kelan keskiakselilla, mikä on se alue, minne magnetostriktiivinen materiaali tulee käytössä sijoittumaan.

Kotihoitolaitteen kentän vuontiheys on esitetty kuvassa (Kuva 54). Ferromagneettisen kuoren kanssa kotihoitolaitteen maksimi magneettivuon tiheys on noin 110 milliteslaa ja ilman kuorta magneettivuon tiheys jää noin 100 millitesta. Ferromagneettista kuorta käyttäen saavutettiin siis noin 10 % suurempi kenttä. Molemmat tulokset ovat hieman FEM-mallinnuksen tulosta korkeampia. Todennäköisin selitys on materiaaliparametrien eroavaisuus todellisuuden ja FEM-mallin välillä sekä kelan mallintaminen yhtenäisenä metalli kappaleena yksittäisten kaapelien sijaan.

Nyt kun tiedetään induktanssin määrittämisen perusteella, että kelan nousuaika 110 mT kenttään on noin 0,5 s voidaan laskea kentän nousunopeus. Nousunopeudeksi saadaan noin 0,22 T/s. Kirjallisuuskatsauksen perusteella tämän suuruusista magneettikentän nousunopeuksista ei ole haittaa ihmiskehölle.



Kuva 54. Kotihoitolaitteen kokeellisesti mitattu kentän vuontiheys kelan virran noustessa maksimissaan 27 ampeeriin sekä kelan hajakenttä (kuvan alaosa). Katkoviivat kuvaavat kelan rungon loppumiskohtaa

Ferromagneettinen kuori näyttäisi ohjaavan magneettivuota tehokkaasti kelan päädyssä, sillä ilman ferromagneettista kuorta hajakenttä kelan ulkopuolella kelan akselin kohdalla on suurempi kuin kuoren kanssa. Ferromagneettisen kuoren avulla saavutetaan siis suurempi magneettivuon tiheys halutulla alueella ja tämän alueen ulkopuolella kenttä on pienempi kuin ilman kuorta.

Hajakenttä mitattiin kelan akselin suuntaisesti kelan ulkokehältä, noin 5 senttimetrin päästä kelan pinnasta. Mittaukset suoritettiin kolmelta akselilta kelan kehällä ja jokaiselta näistä akseleista kolmesta eri pisteestä: kelan keskeltä ja molemmista päädyistä. Jokaisesta pisteestä otettiin neljä mittausta ja laskettiin näiden keskiarvo ja keskiarvon keskivirhe. Lisäksi kolmen eri mittausakselin mittapisteiden keskiarvoista laskettiin keskiarvo ja keskivirhe ja näistä muodostettiin kuvaaja (Kuva 54, alaosa). Hajakentän mittauksista nähdään, että akselin suuntainen hajakenttä kelan ulkopuolella tippuu noin puoleen käytettäessä ferromagneettista kuorta.

## 7 Johtopäätökset

Terfenol-D:n voima ja venymämittauksissa saatiin tuloksiksi, että käytettäessä 100 mT:n kenttää ja 12 senttimetriä pitkää Terfenol-D elementtiä on mahdollista saavuttaa 100 mikrometrin venymä. Tällöin suurin osa potilaista voitaisiin hoitaa noin 7 millimetriä halkaisijaltaan olevalla elementillä, jolloin materiaalin voimantuotto on noin 800 newtonia. Kaikkien potilaiden hoitamiseen vaadittavaan 2000 newtonin voimantuottoon päästään vasta 12 mm halkaisijaltaan olevalla elementillä. Näin paksu elementti on liian suuri käytettäväksi implantoitavassa raajojen venytysluudutuslaitteessa. 200 mT:n kentällä päästään 12 senttimetriä pitkällä elementillä jo yli 150 mikrometrin venymään ja 2000 N voima on mahdollista tuottaa alle 10 millimetriä halkaisijaltaan olevalla kappaleella.

Tällä hetkellä diplomityössä suunnitellulla kotihoitolaitteella on mahdollista tuottaa vain 100 milliteslan magneettikenttä. Kotihoitolaitteen suunnittelu osiossa esitettiin kotihoitolaitteen tehonsyötön toteutus myös käyttäen akustoa sekä kondensaattoreja. Käyttämällä näihin perustuvaa tehonsyöttöä on kotihoitolaitteen magneettivuon tiheys mahdollista nostaa 200 mT tai jopa sen yli. Tämä johtuu siitä, että tällä hetkellä magneettivuon tiheyttä rajoittaa tehonsyötöstä saatava maksimivirta ja kelan teoreettinen maksimivirta lyhyellä kuormituksella voisi olla jopa kolminkertainen. Mikäli kotihoitolaitteen magneettivuon tiheys saadaan nostettua yli 200 mT:n,

Materiaalina Terfenol-D soveltuu käytettäväksi raajanpidennyslaitteen voimanlähteenä, mutta sen bioyhteensopivuutta tulee tutkia lisää. Kuten teoria- ja kokeellisessa osassa todettiin, riippuu Terfenol-D:n venymä merkittävästi siihen kohdistetusta esijännityksestä. Tämä tulee ottaa huomioon implantoitavan venytysluudutuslaitteen suunnittelussa. Periaatteessa raajan pidentymistä vastustava voima voi toimia esijännityksenä Terfenol-D:lle. Kuitenkin mikäli tämä staattinen voima halutaan pidennysten välillä ohjata pois Terfenol-D:stä tulee materiaalin esijännitys toteuttaa käyttäen esimerkiksi puristusjousta. Esijännityksen lisäksi luuydinnaulan suunnittelussa tulee huomioida Terfenol-D:n huono leikkausjännityksen kesto. Materiaali on syytä suojata tällaisilta jännityksiltä, mikäli se on suinkin mahdollista.



Diplomityössä suunniteltu magneettikentän muodostava kotihoitolaite toimii hyvänä lähtökohtana jatkokehitykselle kohti klinisiin kokeisiin soveltuvaa hoitolaitetta. Kotihoitolaitteen tehonsyöttö on tosin järkevää suunnitella uudelleen, jotta saavutetaan suurempi kentän vuontiheys. Lisäksi laitteiston ergonomiaa ja monikäyttöisyyttä tulee kehittää mahdollistamalla esimerkiksi kelan kääntäminen eri kulmiin ja sen korkeussäätö.

Diplomityön kirjallisuusosassa selvitettiin alaraajojen venytysluodutuksen perusteet sekä luotiin vaatimusmäärittely venytysluodutuslaitteen voimanlähteelle. Lisäksi tutustuttiin implantoitavissa venytysluodutuslaitteissa tällä hetkellä käytössä oleviin voimanlähteisiin ja selvitettiin voimanlähteen toteuttamista käyttäen etäohjattavia älymateriaaleja. Lisäksi käsiteltiin kattavasti magnetostriktion perusteet ja esiteltiin miksi magnetostriktiiviset materiaalit muodostuvat juuri maa- ja siirtymämetalleista ja millainen niiden mikrorakenne on.

Kokeellisessa osassa varmistettiin saatujen Terfenol-D näytteiden mikrorakenne tuomalla näytteestä esiin kaksosrajat sekä eutektiset maametallirikkaat alueet. Magnetostriktion karakterisoimista varten suunniteltiin mittausasetelmat ja näitä mittausasetelmia käyttäen muodostettiin venymä-kenttä ja voima-venymä käyrät.

Näistä saatuja tuloksia hyödyntäen suunniteltiin ulkoinen kotihoitolaite, jota voitaisiin käyttää siirtämään energiaa magnetostriktiiviselle materiaalille käytettäessä sitä voimanlähteenä implantoitavassa venytysluodutuslaitteessa. Kotihoitolaitteen kelan suunnittelua varten luotiin erilaisia matemaattisia malleja, joita voidaan jatkossa hyödyntää myös muiden kelojen suunnittelussa. Kotihoitolaitteen tehonsyöttö toteutettiin käyttäen kaupallisia virtalähteitä, mutta suunnittelu osiossa käsiteltiin myös tehonsyötön toteutusta käyttäen akustoa sekä kondensaattoreita. Näiden vaihtoehtojen toteutus myöhemmin on diplomityössä esitettyjen laskelmien mukaan mahdollista. Kotihoitolaitteen ohjausta varten suunniteltiin mikrokontrolleriin perustuva alkeellinen käyttöliittymä. Suunnittelun jälkeen laitteiston toiminta selvitettiin mittaamalla magneettikentän vuontiheys sekä kelan induktanssi.

## Lähteet

A123 Systems. 2009. *ANR26650M1 kennojen datalehti*. Saatavissa:

[http://www.a123systems.com/cms/product/pdf/1/ANR26650M1A\\_Datasheet\\_APRIL\\_2009.pdf](http://www.a123systems.com/cms/product/pdf/1/ANR26650M1A_Datasheet_APRIL_2009.pdf) . Viitattu: 25.1.2010.

Aalsma, A.M.M. Hekman, E.E.G. Stapert, J.W.J.L. & Grootenboer, H.J. 1998. *A completely intramedullary leg lengthening device. 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. Vol. 20:5.

Baumgart, R. Betz, A. Schweiberer, L. 1997. *A Fully Implantable Motorized Intramedullary Nail for Limb Lengthening and Bone Transport*. Clinical Orthopaedics and Related Research. Vol 343. S. 135-143. ISSN 0009-921X.

Budynas, R.G. 1999. *Advanced Strength and Applied Stress Analysis Second Edition*. McGraw-Hill. ISBN. 7-302-04593-3.

Buschow, K.H.J. de Boer, F.R. 2003. *Physics of Magnetism and Magnetic Materials*. USA, New York: Kluwer Academic Publishers. ISBN 978-0-306-47421-7.

Cole, J.D. Justin, D. Kasparis, T. DeVlugt, D. & Knobloch, C. 2001. *The intramedullary skeletal kinetic distractor (ISKD): first clinical results of a new intramedullary nail for lengthening of the femur and tibia*. Injury. Vol 32:4. S. 129-139. ISSN 0020-1383.

Coqblin, B. 1977. *The Electronic Structure of Rare-Earth Metals and Alloys*. USA, New York: Academic Press. ISBN 0-12-18815-4.

Clark, A.E. Belson, H.S. 1972. *Giant Room-Temperature Magnetostrictions in TbFe<sub>2</sub> and DyFe<sub>2</sub>*. Physical Review B. Vol. 5:9. S. 3642-3644. ISSN 1098-0121.

Clark, A.E. Verhoeven, J.D. McMasters, O.D. Gibson, E.D. 1986. *Magnetostriction in Twinned [112] Crystals of Tb<sub>0.27</sub>Dy<sub>0.73</sub>Fe<sub>2</sub>*. IEEE Transactions on Magnetism. Vol. Mag-22 :5. S. 973-975.

- Dahl, M.T. Gulli B, & Berg T. 1994. *Complications of limb lengthening A learning curve*. Clinical Orthopaedics and Related Research. Vol. 301. S. 10-18. ISSN 0009-921X.
- Duerig, T. Pelton, A. Stockel, D. 1999. *An overview of nitinol medical applications*. Materials Science and Engineering. A273-275. S. 149-160.
- Enghdahl, G., 2000. *Handbook of giant magnetostrictive materials*. Academic Press. ISBN: 0-12-238640-X.
- Excelsys. 2010. *Xvite-sarjan virtalähteiden datalehti*. Saatavissa: [http://www.excelsys.com/pdf/products/XGen\\_XVE%201450W%20Medical%20Approved%20power%20supply.pdf](http://www.excelsys.com/pdf/products/XGen_XVE%201450W%20Medical%20Approved%20power%20supply.pdf). Viitattu: 23.1.2010.
- Fink, D.G. Beaty, H. W. 2006. *Standard Handbook for Electrical Engineers (15<sup>th</sup> Edition)*. USA, New York: McGraw-Hill. ISBN 0071441468.
- Giroux, E.A. Maglione, M. Gueldry, A. Mantoux, J.L. 1996. *Electromagnetic heating of a shape memory alloy translator*. Journal of Physics D: Applied Physics. Vol. 29. S. 923-928.
- Guichet J.M. & Casar R.S. 1996. *Mechanical Characterization of a Totally Intramedullary Gradual Elongation Nail*. Clinical Orthopaedics and Related Research. Vol. 337 S.281-290. ISSN 0009-921X.
- Guichet, J.M. Deromedis, B. Donnan, L.T. Peretti, G. Lascombes, P. & Bado, F. 2003. *Gradual femoral lengthening with the Albizzia intramedullary nail*. Journal of Bone and Joint Surgery (American). Vol. 85:A S. 838-48. ISSN 0021-9355.
- Hallila, H. 2010. *Magnetostriktiolla ohjattavan venytysluudutuslaitteen voimansiirron suunnittelu ja testaus*. Diplomityö. Teknillinen korkeakoulu, Elektroniikan, tietoliikenteen ja automaation tiedekunta, Elektroniikan laitos. Espoo. Toistaiseksi julkaisematon.
- Hirth, J.P. & Lothe, J. 1968. *Theory of Dislocations*. New York, USA: McGraw-Hill Book Company. S. 201-432.

- Hodgson, D.E. Brown, J.W. 2000. *Using Nitinol Alloys*. Memory-Metalle GmbH. Shape Memory Kitin mukana saatu suunnittelumanuaali.
- Hurme, T. 2003. *Alaraajojen pituuserot ja niiden korjaaminen*. Duodecim. Vol 119:10 S. 946-5. ISSN 0012-7183.
- Ilizarov G.A. & Ledyaev V.I. 1992. *The Replacement of Long Tubular Bone Defects by Lengthening Distraction Osteotomy of One of the Fragments*. Clinical Orthopaedics and Related Research. Vol. 280 S. 7-10. Käännös vuoden 1969 venäjänkielisestä alkuperäisartikkelista.
- Jiles, D.C. 1996. *The development of highly magnetostrictive rare earth-iron alloys*. Journal of Physics D: Applied Physics. ISSN 0022-3727.
- Kinnunen, P. 1992 *Alaraajojen pidennysleikkaukset*. Duodecim. Vol. 108:18. S. 1613. ISSN 0012-7183.
- Lauterburg, M. T. Exner, G. U. & Jacob, H. A. 2006. *Forces Involved in Lower Limb Lengthening: An In Vivo Biomechanical Study*. Journal of Orthopaedic Research. Vol. 24:9. S.1815-22. ISSN 1554-527X.
- Lee, E.W., 1955. *Magnetostriction and magnetomechanical effects*. Reports on Progress in Physics. Vol: 18. S. 184-229.
- Lindell, I. Sihvola, A. 2004. *Sähkömagneettinen kenttäteoria – 1. staattiset kentät*. Helsinki, Suomi: Hakapaino Oy.
- Lindroos, V. Sulonen, M. Veistinen, M. *Uudistettu Miekk-ojan metallioppi*. Suomi, Keuruu: Otava. ISBN 951-666-216-1.
- Nyenhuis, J. A. Bourland, J. D. Kildishev, A. V., Schaefer, D. J. 2001. *Health Effects and Safety of Intense Gradient Fields*. Teoksessa: Shellock, F.G. *Magnetic Resonance Procedures: Health Effects and Safety*. New York, USA: CRC Press. S.31-53.
- Ohnishi, I. Kurokawa, T. Sato, W. & Nakamura, K. 2005. *Measurement of the tensile forces during bone lengthening*. Clinical Biomechanics. Vol. 20. S. 421-427. ISSN 0268-0033.

- Orthofix Inc. 2009. *ISKD Internal Lengthener for limb lengthening of the tibia and femur*. [Verkkodokumentti] [Viitattu 24.09.2009] Saatavana: <http://www.orthofix.com/products/iskd.asp>.
- Pahl, G. & Beitz, W. 1990. *Koneensuunnitteluoppi*. 2. korjattu painos. Suomentanut prof. Uolevi Konttinen. Porvoo, Suomi: Springer Verlag ja Metalliteollisuuden Kustannus Oy. 608 s. ISBN 951-817-468-7.
- Paley M.D. 1988. *Current techniques of limb lengthening*, Journal of Pediatric Orthopaedics, Vol. 8:1. S. 73-92. ISSN 0271-6798.
- Paul, C. R. 1992. *Introduction to Electromagnetic Compatibility*. John Wiley & Sons Inc. New York. Usa. ISBN 0-471-54927-4.
- Peltonen, J. 1991. *Raajojen kasvuhäiriöt*. Duodecim. Vol. 107 S. 478-485. ISSN 0012-7183.
- Peterson, D.T., Verhoeven, J.D. McMasters, O.D. Spitzig, W.A. 1988. *Strength of Terfenol-D*. Journal of Applied Physics, Vol. 65:9 S.3712-3713. ISSN 0021-8979.
- Pouponneau, P. Yahia, L. Merhi, Y. Epure, L.M. Martel, S. 2006. *Biocompatibility of Candidate Materials for the Realization of Medical Microdevices*. Engineering in Medicine and Biology Society. Proceedings of the 28th Annual International Conference of the IEEE. S. 2362-2365. ISSN. 1557-170X.
- Ritvanen, A. 2007. *Magnetoelastiset ilmiöt ja niiden hyödyntäminen terveysteknologian sovelluksissa*. Kandidaationtyö. Teknillinen Korkeakoulu, Sähkö- ja teitoliikennetekniikan osasto, Elektroniikan valmistustekniikan laboratorio. Espoo. S.45.
- Ritvanen, A. Haaja, J. Hallila, H. Peltonen, J. & Schlenzka, D. 2010. *Alaraajojen pidennyshoito - Implantoitavat hoitolaitteet venytysluudutuksessa*. Duodecim. Vol. 126:1 s. 55-63. ISSN 0012-7183.
- Ritvanen, A. 2010. *Magnetostriktiolla ohjattavan implantoitavan venytysluudutuslaitteen biomekaaninen suunnittelu*. Diplomityö. Teknillinen korkeakoulu,

Elektroniikan, tietoliikenteen ja automaation tiedekunta, Elektroniikan laitos. Espoo. Toistaiseksi julkaisematon.

Shenck, J.F. 2001. *Health Effects and Safety of Static Magnetic Fields*. Teoksessa: Shellock, F.G. *Magnetic Resonance Procedures: Health Effects and Safety*. New York, USA: CRC Press. S.1-29.

Simpson A. H. R. W., Cunningham J. L., Kenwright J. 1995. *The forces which develop in the tissues during leg lengthening A clinical study*. Journal of Bone and Joint Surgery [Br]. Vol. 76-B. S. 979-83. ISSN 0301-620X.

Tellinen, J. Suorsa, I. Jääskeläinen, A. Aaltio, I., Ullakko, K. 2002. *Basic Properties of Magnetic Shape Memory Actuators*. Published in 8th international Conference ACTUATOR 2002, Bremen Germany.

Tereshina, I. S. Nikitin, S. A. Politova, G. A. Opalenko, A. A. Tereshina, E. A. Telingina, I. V. 2009. *Magnetostriction and Magnetization of the Intermetallic Compounds  $RFe_2-xCo_x$  ( $R = Tb, Dy, Er$ ) with Compensated Magnetic Anisotropy*. Physics of the Solid State. Vol. 51:1. S-92-98. ISSN 1063-7834.

Zhao, Y. Jiang, C. Zhang, H. & Xu H. 2003. *Magnetostriction of  $\langle 110 \rangle$  oriented crystals in the TbDyFe alloy*. Journal of Alloys and Compounds. Vol. 354:1-2. S. 263-268. ISSN 0925-8388.

Wernick, J. H. 1966. *Topologically Close-Packed Structures*. Teoksessa: Westbrook, J. H. (toim.) *Intermetallic Compounds*. New York, USA: John Wiley & Sons Inc. S. 197-216.

Wikipedia. 2009. *Kuva: Magnet, wiki-artikkeli*. Saatavissa:  
<http://en.wikipedia.org/wiki/Magnet> Viitattu: 30.12.2009.

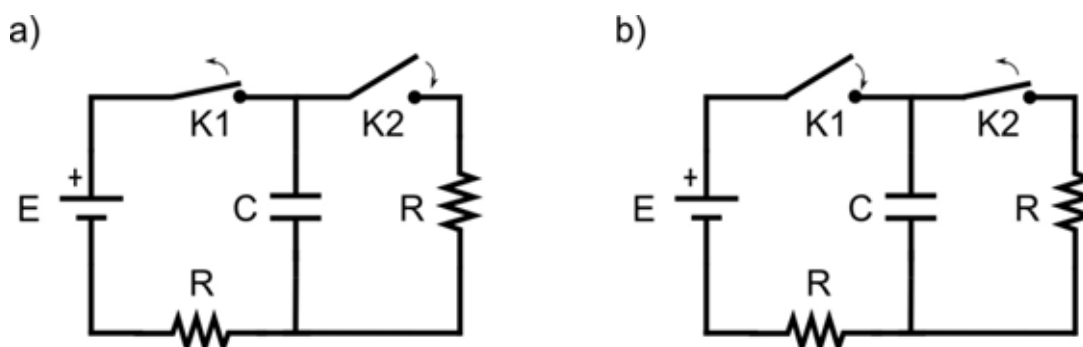
### **Haastattelut**

Schlenzka, D. 2008, *LT, Ortopedian ja Traumatologian dosentti, Tieteellinen tutkimus Ortonin tutkimusjohtaja, Orton Invalidisäätiö. Helsinki, PL 29, 00281 Helsinki*. Haastattelut vuoden 2008 aikana.

Ullakko, K. 2010. *TkT, Adaptamat Ltd. Yrityspiha 5, 00390 Helsinki*. Haastattelut tammikuussa 2010.

## Liite A – Kondensaattorin ja kelan ominais- ja askelvasteen laskeminen

Kondensaattorin ominais- askelvaste voidaan laskea käyttäen piirianalyysin transienttialyysimenetelmiä. Kuvassa (Kuva 55) on esitetty piirin alkutila laskettaessa sekä ominais- että askelvastetta. Kelan induktanssia ei ole otettu huomioon piireissä, sillä sen merkitys laskettaessa ominaisvastetta on pieni ja askelvastetta laskettaessa se katoaa piiristä kytkintä käännettäessä. Hetkellä  $t = 0$ , käännetään kytkimet K1 ja K2, joko auki tai kiinni kuvien mukaisesti.



Kuva 55. Piiri laskettaessa kondensaattorin a) ominaisvastetta b) askelvastetta

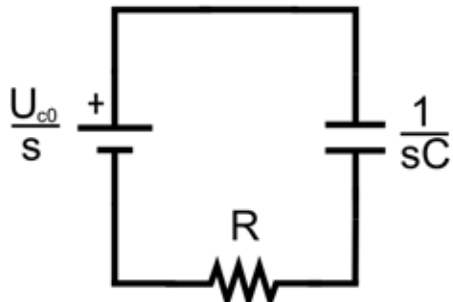
Vasteet voidaan laskea joko kondensaattorin differentiaaliyhtälöä hyödyntäen tai käyttäen laplace muunnosta. Tässä laskeminen esitetään laplace muunnosta käyttäen. Ominaisvastetta laskettaessa oletetaan, että kondensaattori on jatkuvuustilassa ennen kytkimien kääntämistä. Tällöin kondensaattorin alkujännite ( $U_{c0}$ ) on jännitelähteen E jännite. Kuvassa (Kuva 56) on esitetty piiri laplace tasossa hetken  $t = 0$  jälkeen laskettaessa ominais- ja askelvastetta.

Ominaisvasteen kohdalla piiristä a) voidaan laskea piirissä kulkevaksi virraksi Kirchhoffin jännitelain ja Ohmin lain mukaisesti laskea,

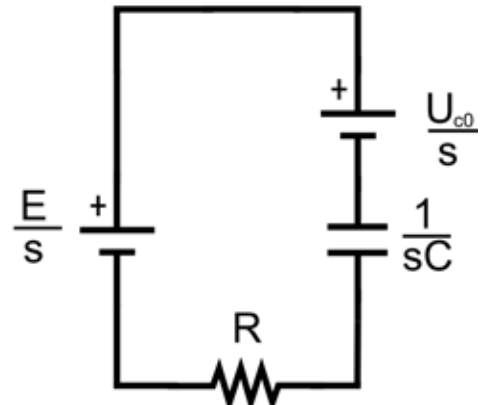
$$I(s) = \frac{U_{c0}}{s} \cdot \frac{1}{R + \frac{1}{sC}} = \frac{U_{c0}C}{sCR + 1} \quad (31)$$



a)



b)



Kuva 56. Laplace muunnettu piiri hetken  $t = 0$  jälkeen laskettessa kondensaattorin a) ominaisvastetta b) askelvastetta,  $s$  on laplace muuttuja

Virran  $I(s)$  avulla voidaan kondensaattorin jännitteeksi laplace tasossa laskea,

$$U(s) = \frac{U_{c0}}{s} - \frac{I(s)}{sC} = \frac{U_{c0}}{s} - \frac{U_{c0}}{s^2 CR + s} = \frac{U_{c0}}{s + \frac{1}{RC}} \quad (32)$$

Yhtälöstä 32 saadaan käyttäen laplace käänteismuunnoskaavoja kondensaattorin jännitteeksi aikatasossa,

$$u(t) = U_{c0} e^{-\frac{t}{RC}} \quad (33)$$

Hyödyntäen kondensaattorin ominaisvasteen tapauksessa laskettua jännitettä 32 saadaan piirin b) tapauksessa kondensaattorin jännitteeksi laplace tasossa,

$$U(s) = \frac{E}{s} - \frac{U_{c0}}{s + \frac{1}{RC}} \quad (34)$$

Yhtälöstä 34 saadaan laplace käänteismuuntaen kondensaattorin jännitteeksi aikatasossa,

$$u(t) = E - U_{c0} e^{-\frac{t}{RC}} \quad (35)$$

Vastaavasti laplace muunnosta hyödyntäen voidaan laskea kelan askel- ja ominaisvaste. Askelvasteeksi saadaan,

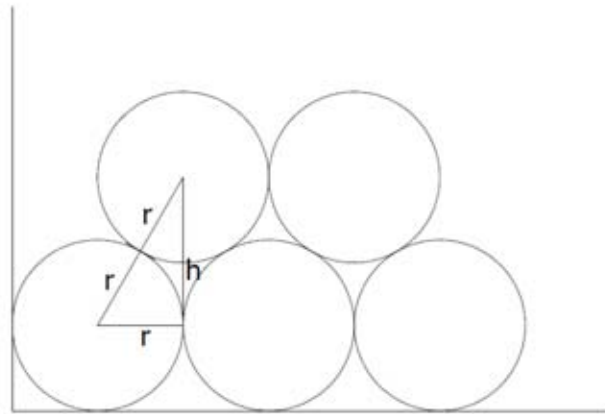
$$i(t) = \frac{E}{R} (1 - e^{-\frac{R}{L}t}) \quad (36)$$

Ominaisvasteeksi saadaan,

$$i(t) = I_{L0} e^{-\frac{R}{L}t} \quad (37)$$

## Liite B – Kelan kerrosten ja kelan keskiakselin välisen etäisyyden määrittäminen

Kelan käämintäkerrosten keskipisteen etäisyys kelan keskiakselilta voidaan määrittää geometrisesti. Mikäli oletetaan käämintälangan pakkautuvan mahdollisimman tiiviisti, syntyy kuvan (Kuva 57) mukainen tilanne.



Kuva 57. Käämintälangan lomittuminen langan asettuessa pienimpään mahdolliseen tilaan

Kuten kuvasta nähdään, ensimmäisen kerroksen keskipiste asettuu etäisyydelle  $r$  kelan sisäpinnasta. Jotta saadaan etäisyys kelan keskiakselilta, tarvitsee tähän vielä lisätä kelan sisähalkaisija  $r_k$ . Ensimmäisen kerroksen etäisyys keskiakselilta on siis  $r + r_k$ . Toisen kerroksen lanka asettuu ensimmäisen kerroksen käämintäkierrosten väliin jäävään tilaan, tällöin sen etäisyys ensimmäisen kerroksen keskipisteestä on,

$$r_{12} = \sqrt{(2r)^2 - r^2} = r\sqrt{3} \quad (38)$$

Tällöin toisen kerroksen etäisyys kelan keskiakselilta on,

$$r_2 = r_k + r + r\sqrt{3} \quad (39)$$

Jokaisen kerroksen kohdalla tulee kasvaa kerroksen etäisyys kelan keskiakselilta yhtälön 38 osoittaman määrän. Tällöin etäisyydestä muodostuu aritmeettinen sarja,

$$r_n = (r_k + r_l) + (r_k + r_l + r_l\sqrt{3}) + \dots (r_k + r_l + (n-1)r_l\sqrt{3}) \quad (40)$$

jossa  $r_k$  on kelan sisäsäde

$r_l$  on käämintälangan säde

$n$  on kerros

Kun tiedetään yksittäisen kerroksen säde, voidaan koko kelan langanpituus laskea laskemalla sisimmän ja uloimman kerroksen säteen keskiarvo, kertomalla tämä kerrokseen mahtuvalla kierrosmäärällä ja kerrosten määrällä. Kelan käämintälangan pituus on siis,

$$l_l = 2\pi \frac{2r_k + 2r_l + (n-1)r_l\sqrt{3}}{2} \frac{l}{2(r_l + r_e)} n \quad (41)$$

jossa  $n$  on kerrosmäärä

$r_k$  on kelan sisäsäde

$r_l$  on käämintälangan säde

$r_e$  on käämintälangan eristeen säde

$l$  on kelan pituus